

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Aplikace WiFi v biomedicínském inženýrství
WiFi Application in Biomedical Engineering

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Zadání bakalářské práce

Student: **David Štěřba**
Studijní program: B2649 Elektrotechnika
Studijní obor: 3901R039 Biomedicínský technik
Téma: **Aplikace Wifi v biomedicínském inženýrství**
Wifi Application in Biomedical Engineering

Zásady pro vypracování:

1. Seznámení se s problematikou wifi komunikace.
2. Výběr vhodného modulu pro realizaci bezdrátových měření.
3. Návrh a realizace hardware pro měření vybraných biologických signálů s bezdrátovou komunikací využívající wifi technologie.
4. Návrh a realizace software pro zobrazení měřených dat.
5. Provedení testů realizovaného zařízení.
6. Zhodnocení dosažených výsledků.

Seznam doporučené odborné literatury:

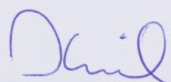
- [1] WEBSTER, John G. *Medical instrumentation : application and design*. Hoboken (USA): Wiley, 1998. ISBN 0-471-15368-0.
[2] ČERNÝ, Martin a Marek PENHAKER. *Biotelemetrie*. 1.vyd. Ostrava: VŠB – TU Ostrava, 2007. ISBN 978-80-248-1605-0.
[3] *Body Sensor Network* Editor Guang-Zhong YANG. London: Springer, 2006. xxviii, 493 s. ISBN 978-1-84628-272-0.

Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

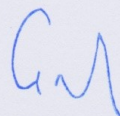
Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Martin Černý, Ph.D.**

Datum zadání: 16.11.2012

Datum odevzdání: 07.05.2013



doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.
vedoucí katedry

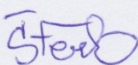


prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.
děkan fakulty

Prohlášení studenta

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracoval samostatně. Uvedl jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpal.

Datum: 8.5.2013

Podpis: 

Poděkování

Děkuji vedoucímu své bakalářské práce Ing. Martinu Černému, Ph.D. za pomoc, podporu a cenné rady při zpracování této práce.

Abstrakt

V bakalářské práci je realizováno měření vybraných biologických signálů s bezdrátovým přenosem naměřených dat pomocí WiFi. K realizaci bezdrátového přenosu byl vybrán modul WiFly RN-171-XV. Pro účely měření elektrické aktivity srdce byl navržen vlastní jednokanálový biozesilovač. Tělesná teplota je měřena pomocí termistoru typu 10K3A1AM. Hodnoty jsou vzorkovány AD převodníkem zvoleného modulu a odesílány do počítače, kde jsou ihned zobrazovány ve vytvořené aplikaci. Bezdrátová komunikace pracuje v režimu Ad-Hoc sítě. Elektrická zapojení byla realizována na jedné desce plošných spojů a zapouzdřena do ochranné krabičky. Zapojení je napájeno alkalickou baterií o napětí 9V. Vytvořená softwarová aplikace zobrazuje měřený průběh EKG v grafu, teplota je zobrazována číselným údajem. Aplikace umožňuje ukládání dat do souboru typu MS excel (xls) pro další zpracování a analýzu.

Klíčová slova

WiFi, WiFly, EKG, Tělesná teplota

Abstract

The work is carried out measurements of selected biological signals with the wireless transmission of measurement data via WiFi. The implementation of wireless transmission has been selected module WiFly RN-171-XV. For measurement of the electrical activity of the heart, was designed bioaplfier one channel. Body temperature is measured with a thermistor type 10K3A1AM. Values are sampled AD converter module selected, sent to a computer where they are immediately displayed in the generated application. Wireless works in Ad-Hoc network. Electrical wiring has been implemented on a printed circuit board and encapsulated in a protective box. Connection is powered by a 9V battery. Create a software application displays the ECG waveform measurements in the chart, the temperature is displayed figure. The application allows storing data in a file type xls for further processing and analysis.

Key Words

WiFi, WiFly, ECG, Body temperature

Seznam použitých symbolů a zkratek

WiFi	Wireless Fidelity
AP	Access Point
A/D	Analogově-Digitální převodník
EKG	Elektrokardiograf
IO	Integrovaný Obvod
R	Resistor
C	Kondenzátor
DPS	Deska Plošného Spoje

Obsah

1. ÚVOD	1
2. ROZBOR PROBLEMATIKY	2
2.1. ELEKTROKARDIOGRAFIE	3
2.1.1. Bipolární končetinové svody	5
2.1.2. Elektrody	6
2.1.3. Biozesilovač	7
2.2. TĚLESNÁ TEPLOTA	8
2.2.1. Měření teploty	8
2.2.1.1. Kapalinové teploměry	8
2.2.1.2. Bezdětkové teploměry	9
2.2.1.3. Odporové teploměry	9
2.3. BEZDRÁTOVÁ TECHNOLOGIE	10
2.3.1. WiFi	10
3. NÁVRH A REALIZACE MĚŘENÍ	12
3.1. TESTOVANÉ MODULY	13
3.1.1. Hlavní požadavky na modul	13
3.1.2. EZURIO WISMC01	13
3.1.3. WIZFI 210	14
3.1.4. WIFLY RN-171-XV	14
3.2. MODUL WIFLY	15
3.2.1. Vlastnosti a parametry modulu	15
3.2.2. Technický popis modulu	16
3.2.3. Programování modulu	17
3.2.3.1. Access Point	17
3.2.3.2. Ad-Hoc	17
3.2.4. Test modulu na nepájivém poli	18
3.3. NÁVRH ZAPOJENÍ	19
3.3.1. Napájení	19
3.3.2. Biozesilovač	20
3.3.2.1. Předzesilovač	20
3.3.2.2. Napájení pravou nohou	21
3.3.2.3. Filtr	21
3.3.2.4. Zesilovač	22
3.3.3. Měření teploty	22
3.3.4. Bezdrátový modul	23
3.3.5. Zapojení na nepájivém poli	24
3.3.6. Realizace desky plošných spojů	25
3.3.6.1. Rozmístění součástek na desce	25
3.3.7. Zapouzdření	26
4. NÁVRH A REALIZACE SOFTWARE PRO MĚŘENÍ	27
4.1.1. Vývojový diagram	27
4.2. POPIS FUNKCE APLIKACE	28
4.2.1. Připojení k modulu	28
4.2.2. Snímání hodnot biozesilovače	28

4.2.3.	Snímání hodnot teploty	29
4.2.4.	Vykreslení grafu.....	30
4.3.	UŽIVATELSKÉ ROZHRANÍ	31
4.3.1.	Ukázka uložených dat	31
5.	TESTY.....	32
5.1.	TEST ELEKTROKARDIOGRAFU	33
5.2.	TEST MĚŘENÍ TEPLoty	34
5.3.	TEST PROUDOVÉ SPOTŘEBY VYVINUTÉHO ZAŘÍZENÍ	35
6.	ZÁVĚR.....	36
7.	LITERATURA	37
8.	PŘÍLOHY	38

1. Úvod

V současnosti je mnoho způsobů, jak přenést data mezi zařízeními pomocí bezdrátové technologie. Jedním z těchto způsobů je i moderní technologie zvaná WiFi. Ta je v dnešní době nejvíce rozšířená a stále dostupnější. Využívá se v mnoha odvětvích průmyslu a v dnešní době nechybí v žádné moderní domácnosti. Tato technologie zaručuje bezdrátové spojení a následnou komunikaci různých zařízení jako jsou notebooky, tablety, chytré telefony atd.

V lékařství je mnoho možností, kde by bylo vhodné bezdrátově přenášet data pomocí WiFi a tím zvýšit efektivitu péče o pacienta. Jednou z uvažovaných výhod bezdrátové komunikace je mobilita jednotlivých zařízení, kdy odpadá složité tažení propojovacích kabelů. Tyto kabely se postupem času opotřebovávají, dochází k poruchám a tím k ohrožení života pacientů. Bezdrátový přenos je také výhodou pro lékaře a personál, kteří mají snadnější a v mnoha případech i rychlejší přístup k datům z různých míst v nemocnici nebo doma. Například urgentní příjem, kde je zapotřebí co nejrychleji stanovit diagnózu a tím zvolit správný způsob léčby. S tím souvisí i rychlá záchranná služba, kdy může být pacient bez problému napojen na monitorování životních funkcí během pár vteřin, ještě na místě nehody a následně přemístěn do vozidla, či vrtulníku. Bezdrátový přenos biologických signálů se může využít také ve sportovní medicíně, kdy týmový lékař může sledovat základní biologické funkce jednotlivých hráčů během zápasu, nebo při tréninku. Jednotlivé měřené biologické signály se mohou přizpůsobit dané aplikaci.

Je třeba si uvědomit, že zařízení umístěné na pacientovi, sloužící pro úpravu signálu ze senzorů a následný bezdrátový přenos, bude proto větších rozměrů. Musí totiž obsahovat všechny bloky pro úpravu signálu, modul pro bezdrátový přenos a v neposlední řadě napájení, které je i na dnešní dobu stále velkých rozměrů.

Cílem bakalářské práce je realizace bezdrátového přenosu biologických signálů pomocí technologie WiFi. Je třeba upravit návrh biozesilovače pro kontinuální snímání I. svodu EKG pomocí bipolárních končetinových svodů. Dále je třeba navrhnout správné snímání teploty pomocí termistoru zapojeného do napěťového děliče. Oba tyto signály se budou přenášet do osobního počítače, ve kterém bude naprogramována aplikace pro zobrazení měřených údajů v reálném čase. Celé zařízení bude umístěno na jedné desce plošného spoje a uzavřeno v ochranné krabici.

2. Rozbor problematiky

V následujících kapitolách bude podrobně rozepsaná teorie spojená s realizací bakalářské práce. Nejprve bude popsán průběh elektrokardiografické křivky a její vznik v srdci. Následně budou popsány jednotlivé metody měření EKG a nástroje spojené s tímto měřením. Bude rozepsána činnost klasického lékařského elektrokardiografu, jeho výhody a nevýhody. Krátce budou zmíněna různá teplotní měřidla a jejich aplikace v lékařství.

V dalších kapitolách bude podrobně popsána bezdrátová komunikace pomocí WiFi technologie, její standardy, dosahy jednotlivých typů a v neposlední řadě spotřeby při jednotlivých režimech. Zařízení využívající WiFi technologii mají různé možnosti připojení, také tyto způsoby budou popsány v podkapitolách.

Po rozboru problematiky následuje samotná realizace předmětu bakalářské práce.

2.1. Elektrokardiografie

Elektrokardiografie je jednoduchá, neinvazivní, diagnostická metoda snímání a záznamu akčních potenciálů srdce neboli elektrické aktivity srdce. Srdce je svým původem céva s postupem času a evolucí přeměněná na dutý sval. Stavba srdeční stěny proto v principu odpovídá stavbě stěny velkých cév. Srdce zajišťuje cirkulaci krve v lidském těle. Je umístěno v levé části dutiny hrudní. Lidské srdce má čtyři dutiny – dvě síně (atria) a dvě komory (ventriculi). Jeho činnost je řízena bioelektrickými impulzy vznikajícími v sinoatriálním uzlu umístěném v pravé síni srdce. Komorová svalovina srdce svými stahy vypuzuje krev do malého a velkého krevního oběhu. Velký krevní oběh zásobuje orgány celého těla okysličenou krví a přivádí do srdce odkysličenou krev. Malý krevní oběh žene odkysličenou krev do plic, kde dochází k okysličení v plicních sklípčích a následnému vrácení okysličené krve zpět do srdce, kde bude dále vypuzena do velkého krevního oběhu. Četnost srdečních stahů závisí na tvorbě sinoatriálního impulsu. Četnost těchto stahů je ovlivněna řadou faktorů (např. vegetativním nervstvem, potřebou O₂, tělesnou teplotou, krevním tlakem a podobně). Celá činnost srdce je doprovázena vznikem elektrického pole, jehož grafický záznam se nazývá elektrokardiogram. Nejčastěji bývá tento signál snímán pomocí elektrod umístěných na povrchu těla pacienta. Umístění elektrod je normalizováno. Méně častým způsobem snímání potenciálu vznikajících při činnosti srdce je snímání z jeho jednotlivých částí. Pokud dojde k poruše tvorby impulsu nebo vedení vzruchu srdeční svalovinou, projeví se jeho stav nejenom v jeho mechanické činnosti, ale i změnou tvaru elektrického signálu. Vzhledem k tomu, že existuje rozsáhlý slovník průběhů s příslušnými diagnostickými výroky získaných na základě dlouholetých výzkumů, má EKG své nezastupitelné místo v diagnostice. [1]

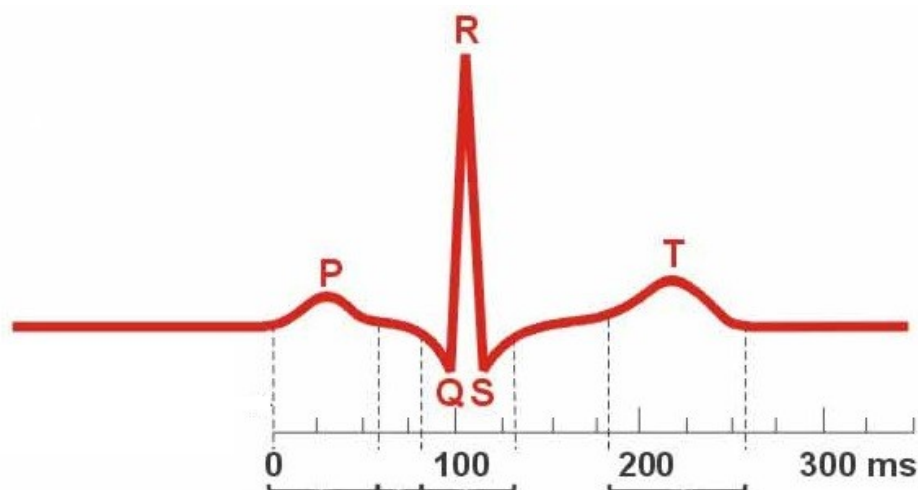
Při vzniku, šíření a vyhasínání vzruchu v srdci vzniká elektrické pole. Pole se vytváří kolem srdce a vyplňuje cele vodivé prostředí těla. Měří se jako rozdíl elektrického napětí mezi dvěma elektrodami. Naměřené napětí má vektorovou hodnotu, kromě velikosti má i směr. Elektrické pole vzniká na rozhraní polarizované a depolarizované tkáně při šíření a ústupu podráždění. Vytváří se velké množství různě orientovaných lokálních elektrických poli projevujících se elementárními elektrickými vektory. Jednotlivé vektory se vzájemně sčítají a výsledkem je okamžitý srdeční vektor. Elektrické pole lze měřit unipolárně, kdy se napětí na elektrodě srovnává s centrální svorkou, která má nulové napětí. Nebo se měří bipolárně, kdy se srovnává napětí mezi dvěma rovnocennými aktivními elektrodami. [1]

Snímání elektrické aktivity srdce je nejčastěji zajištěno systémem dvanácti elektrokardiografických svodů, které jsou založeny na měření napětí mezi různými místy na jednotlivých končetinách a hrudníku vyšetřované osoby. Celý systém se skládá z jednotlivých metod měření, které ovšem mohou měřit EKG i samostatně:

- *Bipolární končetinové svody* - Einthovenův trojúhelník
- *Unipolární končetinové svody* – měření vůči uměle vytvořené zemi (Wilsonové svorce)
- *Goldbergovy unipolární svody*
- *Unipolární hrudní svody* – měření napětí na různých místech hrudníku
- *Bipolární hrudní svody*

Činnost srdce je řízena bioelektrickými signály vznikajícími v sinoatriálním uzlu. Sinoatriální uzel je umístěn v pravé předsíni v oblasti horní duté žíly. Ze sinusového uzlu se podráždění rozšiřuje do předsíní rovnoměrně všemi směry. Rychlost vedení podráždění postupně vzrůstá. Vlivem Purkyněho vláken na dráze mezi sinusovým uzlem a atrioventrikulárním uzlem (AV - uzel) dosahuje rychlosti 0,8 a 1,8 m/s. Proto časové podráždění aktivace Heisova svazku vůči podráždění AV uzlu je přibližně 40 ms. Heisův svazek je část vodivé soustavy srdce začínající v AV uzlu, procházející mezikomorovými přepážkami a dělicí se na pravé a levé Tawarovo raménko. Konečnými rozvětveními Hisova svazku jsou Purkyněho vlákna. Po krátkém zpoždění v AV uzlu prochází podráždění společným Heisovým svazkem a pak na jeho rozvětvení.

Tyto výsledky jsou v I. Svodu reprezentovány vlnou Q. Podráždění se šíří v obou komorách současně, protože se protichůdné depolarizace svaloviny srdečních komor vzájemně neutralizují. Na EKG můžeme vidět část depolarizace, která vznikla tím, že pravá komora je slabší než levá. A poněvadž je normálně levá komora umístěna více vzadu vlevo a dole, směřuje směr podráždění v tomto období ve směru levé komory – tedy doleva dozadu a dolů. Výsledkem je pozitivní napěťová změna jak ve svodu I., tak ve svodu II. Jedná se o období včasné, vrcholové, komorové depolarizace. Když je myokard plně depolarizován, pak po krátkém diagnosticky velmi významném období není myokard elektricky aktivní. Akční potenciály všech buněk mají totiž po skončení depolarizace komor stejnou hodnotu. Pokud by další fáze akčního potenciálu probíhaly u všech buněk srdečního svalu synchronně, měly by identický průběh, proto by se v období repolarizace, neobjevila vůbec vlna T. Ústup podráždění nenastupuje v buňkách synchronně, dříve se totiž objevuje v oblastech, které byly depolarizovány nejdříve. Vyvolaný proud je v elektrokardiogramu reprezentován vlnou T v I. svodu. Pak následuje opět období bez elektrické aktivity až do následujícího impulsu v SA uzlu. [1]



Obrázek 1: Klasický průběh EKG [2]

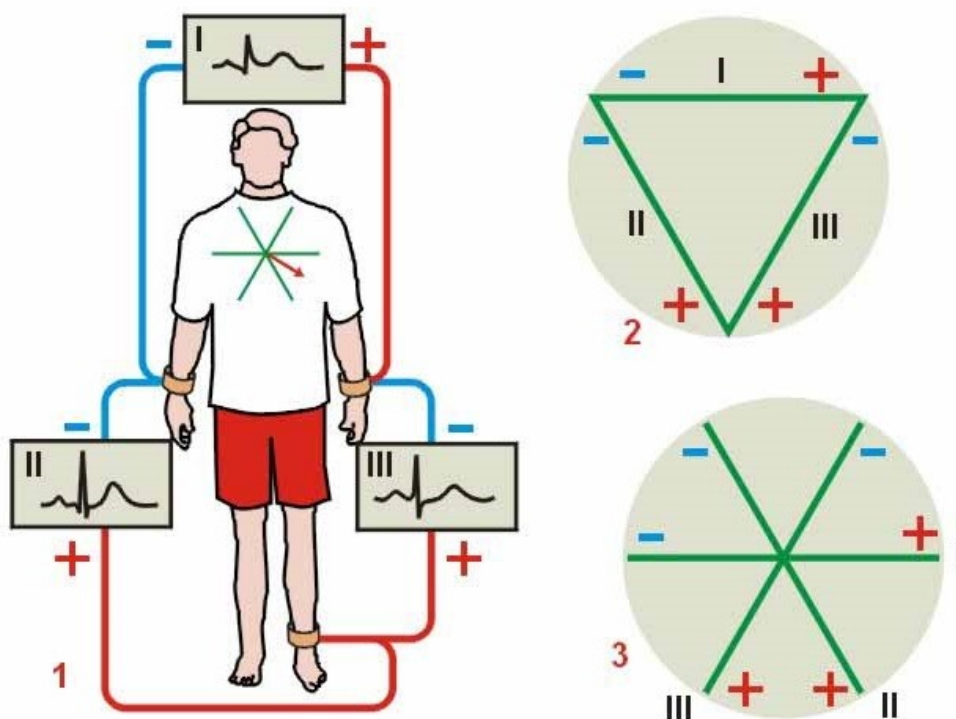
Tepová frekvence udává počet srdečních stahů za minutu. U dospělého člověka v klidu je tepová frekvence 70 – 80 tepů za minutu. Pokud je srdeční frekvence zvýšena nad hodnotu 100 tepů za minutu, označuje se tento stav jako tachykardie.

Pokud je tepová frekvence zpomalena pod hodnotu 60 tepů za minutu, jedná se o bradykardii. Kvalita tepu může být různá. Při normální akci je puls pravidelný, jasný. Dále může být tep nitkovitý při hypotenzi a v šoku nebo střídavý při poruše srdečního rytmu (arytmii), či při selhávání levé srdeční komory. Tepový srdeční objem je množství krve vypuzené jednou srdeční systolou. Toto množství je v klidu asi 60-80 ml. Klidová hodnota minutového objemu je asi 5600 ml/min. (80ml x 70 tepů/min).

Lidské srdce je schopno pracovat bez přestávky 24 hodin denně po celý život člověka. Srdce se přitom stáhne zhruba 100 000 krát denně a přečerpá v klidu okolo 5 - 7 000 litru krve při běžné zátěži až jednou tolik a při těžším cvičení až pět krát tolik krve v průběhu 24 hodin.[3]

2.1.1. Bipolární končetinové svody

V bakalářské práci je měřen průběh EKG pomocí standardních bipolárních elektrokardiografických svodů I, II, III, (tzv. elektrické svody podle Einthovena, Einthovenův trojúhelník). Když mluvíme o bipolárních svodech, znamená to, že jsou obě elektrody aktivní. Z tohoto vyplývá, že svody zaznamenávají rozdíly potenciálů mezi dvěma body elektricky od srdce stejně vzdálenými, které jsou dvourozměrnou projekcí srdečních potenciálů na frontální rovinu těla. Pokud se užívají unipolární svody, je vždy jedna elektroda aktivní a druhá elektroda je konstantní. U unipolárních svodů se měří potenciál proti ústřední svorce, která je stejná pro každý svod. Napětí na ústřední svorce je vždy 0V.



Obrázek 2: Bipolární končetinové svody [2]

Jednotlivé bipolární (končetinové) svody:

I svod – z levé a pravé ruky

II svod – z pravé ruky a levé nohy

III svod – z levé ruky a levé nohy

Barevné označení jednotlivých elektrod:

Levá ruka – žlutá barva

Pravá ruka – červená barva

Levá noha – zelená barva

Pravá noha – černá barva (zem)

2.1.2. Elektrody**Elektrody se rozdělují na tři základní skupiny:**

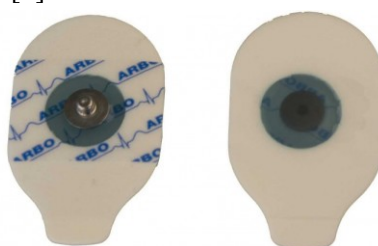
- Povrchové
- Podpovrchové
- Mikroelektrody

Pro snímání EKG se nejčastěji používají povrchové elektrody. Tyto elektrody můžeme dále ještě rozdělit dle doby použití. Pro krátkodobé snímání křivky a pro snímání pomocí Einthovenova trojúhelníku užíváme klipové (končetinové) elektrody vytvořené Ag-Cl metodou.



Obrázek 3: Klipové elektrody [4]

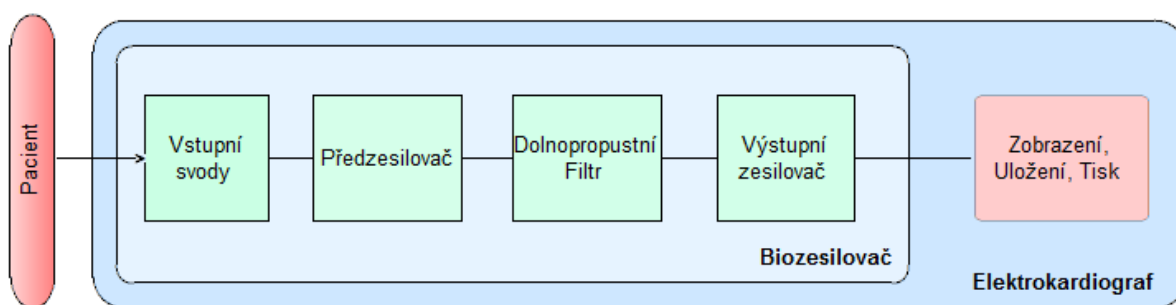
Pro dlouhodobé snímání elektrokardiogramu se používají nejčastěji plovoucí elektrody vytvořené Ag-Cl metodou. Většinou jsou jednorázové a z jedné strany mají lepicí plochu pro pevnou fixaci k pacientovi. Uprostřed lepicí plochy je umístěna elektroda zalitá vodivým gelem, který zprostředkovává vodivé spojení a tím zajišťuje bezproblémové snímání. Elektrody jsou propojeny s přístrojem přesně dlouhými stíněnými vodiči pro bezproblémové snímání. Pro snadné připojení a odpojení kabelu je opatřena elektroda spojkou a tím je zajištěna snadná manipulace bez nutnosti odlepení elektrody z těla pacienta. [1]



Obrázek 4: Plovoucí elektrody [5]

2.1.3. Biozesilovač

Biozesilovače jsou nejdůležitější součástí elektrokardiografů, jenž slouží ke snímání a úpravě elektrokardiografické křivky. Elektrokardiografem je snímána křivka EKG a následně zobrazována na monitoru v reálném čase, nebo ji lze v reálném čase tisknout na teplocitlivý papír. Elektrokardiografy existují v mnoha provedeních. Hlavními požadavky na všechny biozesilovače obsažené v elektrokardiografech jsou napěťový zisk, citlivost a vstupní odpor. Při jejich nedodržení může být upravovaný signál nesprávný a neodpovídající skutečnosti. Napěťový zisk musí být okolo 1000 a citlivost 10 mm/mV. Biozesilovač také musí mít velmi velký vstupní odpor, řádově $M\Omega$, aby se v měřeném signálu neuplatnil přechodový odpor, síťový kmitočet a tím měřicí zařízení neovlivňovalo snímání signál. [6]



Obrázek 5: Blokové schéma elektrokardiografu

V předzesilovači dochází k úpravě vstupního signálu. Na vstupy jednotlivých svodů předzesilovače jsou zařazeny odpory s velkou hodnotou. Ty slouží k odstranění nežádoucího ovlivnění měřicí soustavy jako je šum. Šum se indukuje na všech vodičích svodů a je z nich odstraněn uzemněním jednotlivých svodů. Šum se také indukuje na samotném pacientovi. Proto je v obvodu, využívající metodu bipolárních svodů, využita třetí elektroda na co nejvzdálenějším místě od srdce, tedy na noze. Touto elektrodou dochází ke snímání pouze šumu naindukovaného na těle pacienta a s opačnou polaritou je v předzesilovači odečítán od měřeného signálu. Takto se šum v signálu úplně eliminuje. Předzesilovač zesiluje vstupní signál na požadovanou hodnotu potřebnou pro další zpracování a zároveň odstraňuje nežádoucí složky vstupního signálu.

Ve filtru dochází k odfiltrování všech nežádoucích frekvencí vstupního signálu. Daný filtr propustí pouze signály o frekvencích biosignálu srdce. To znamená, že se jedná o aktivní dolnopropustní filtr, který propustí všechny frekvence nižší než 120 Hz, v nichž je elektrická srdeční činnost obsažena.

Ve výstupním zesilovači je následně čistý signál EKG již bez problému zesílen na hodnotu potřebnou k dalšímu zpracování. Po tomto bloku většinou následuje AD převodník s dvojnásobnou vzorkovací frekvencí, než je frekvence snímaného signálu, jenž změřený signál převede na digitální výstup pro další počítačové zpracování a analýzu.

Složitější elektrokardiografy obsahují navíc různé ovládací prvky nebo dotykové obrazovky, kterými je možné nastavit parametry svodů, výstupního zesílení, možnosti uložení dat atd. Výsledná křivka EKG je zobrazována na obrazovce, vytištěna nebo uložena ve vhodném formátu.

2.2. Tělesná teplota

Termín tělesná teplota označuje vnitřní teplotu všech živých organizmů.

Liší se podle typů živočichů, jejich stavby těla, prostředí, ve kterém žijí a dle jiných faktorů.

Není ovšem stálá. Díky vnějším vlivům může dojít k podchlazení organismu, tedy snížení tělesné teploty nebo naopak k přehřátí organismu a tudíž zvýšení tělesné teploty.

Průměrná tělesná teplota se u člověka pohybuje v rozmezí 35,8 °C až 37,3 °C.

Podchlazení se u člověka označuje tehdy, když teplota organismu klesne pod 35 °C. Při tomto stavu začnou selhávat orgány, nebude docházet k chemickým dějům v organismu, což vede ke smrti. Rozlišujeme také podchlazení organismu léčebné. Toto podchlazení organismu člověka je řízeno a kontrolováno lékařem. Používá se pro útlum metabolismu a tím ke zlepšení léčby různých onemocnění.

Zvýšení teploty nad 37 °C se označuje jako přehřátí organismu, nebo jako obranná reakce imunitního systému (horečka). Organismus dokáže sám reagovat na zvýšenou teplotu pocením. Tím dochází k odpařování tekutiny z povrchu těla, což organismus chladí. Proto je důležité při vysokých teplotách dodržovat pitný režim. Pokud ovšem teplota organismu překročí 39 °C a organismus si s tím už sám neporadí, je třeba přikročit k chladným zábalům nebo k aplikaci patřičných léků.

2.2.1. Měření teploty

Měření tělesné teploty se nejčastěji provádí přiložením teploměru do podpaží, kde se nachází největší vývod potních žláz. V dnešní době existuje mnoho způsobů jak měřit tělesnou teplotu. Nejčastější používané způsoby jsou popsány v následujících kapitolách.

2.2.1.1. Kapalinové teploměry

V praxi nejčastěji používané. Obsahují ovšem rtuť, která je velice nebezpečná při rozbití teploměru. Z tohoto důvodu se již práce s nimi nedoporučuje a jsou postupně vytlačovány jinými metodami.



Obrázek 6: Rtuťový teploměr [7]

2.2.1.2. Bezdotykové teploměry

Tyto teploměry jsou schopny určit velikost infračerveného záření, které každý živý organismus vyzařuje ve formě tepla. Podle intenzity a velikosti této energie záření určí přístroj teplotu s velmi vysokou přesností. Jsou v bezdotykovém provedení, a proto mohou snímat teplotu z větší vzdálenosti.

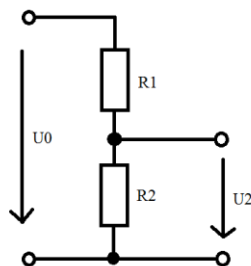


Obrázek 7: Bezdotykový teploměr [8]

2.2.1.3. Odporové teploměry

U těchto teploměrů se využívá změny elektrického odporu vhodného materiálu se změnou teploty. Rozlišujeme dva typy těchto teploměrů. Negastory (NTC), neboli termistory s negativním teplotním koeficientem, u nichž se odpor s rostoucí teplotou zmenšuje. Pozistory (PTC), neboli termistory s pozitivním teplotním koeficientem, kdy se odpor se zvyšující teplotou zvětšuje. Tyto teploměry se většinou přizpůsobují zapojení konkrétní aplikace.

Nejčastěji se užívají termistory typu NTC, kdy pro správné měření je třeba znát charakteristiku závislosti odporu na teplotě. Z této charakteristiky je na základě elektrického odporu určena teplota. Termistory se zapojují do napěťových děličů nebo můstkových zapojení.



Obrázek 8: Dělič napětí

$$U_2 = U_0 \times \frac{R_2}{R_1 + R_2} \rightarrow R_2 = \frac{U_2 \times R_1}{U_0 - U_2}$$

V těchto zapojeních se při změně odporu termistoru mění napětí, které lze následně jednoduše měřit. Odpor je pak dopočten ze vzorce teplotní závislosti charakteristické pro daný napěťový dělič.



Obrázek 9: Termistor [9]

2.3. Bezdrátová technologie

Technologií pro bezdrátovou komunikaci dvou a více zařízení existuje celá řada. Bezdrátová komunikace se vyznačuje propojením dvou zařízení jiným způsobem než mechanicky (např. kabelem), nebo nějakou vodivou cestou (např. deska plošného spoje). Termín bezdrátová technologie je využíván v oboru mobilních zařízení, jako jsou mobilní telefony, PDA, GPS zařízení a jiné. Podle typu nosného média můžeme rozlišovat mezi komunikací optickou (světelné záření), sonickou (zvukové vlny) a rádiovou (elektromagnetické vlny). Dále můžeme bezdrátovou technologii rozlišovat dle vzdálenosti mezi komunikujícími body, od několika metrů (např. infračervený paprsek) až do milionů kilometrů - komunikace družic v kosmickém prostoru (rádiové vlny). V zásadě se při bezdrátové komunikaci vždy používá vlnění příčného nosiče o určité frekvenci. [10]

2.3.1. WiFi

Technologie WiFi je v dnešní době nejvíce rozšířená a pro domácnosti nejdostupnější. Je to z toho důvodu, že WiFi signál může pokrýt velké oblasti a za použití správných nástrojů a přístrojů se tento signál může rozšířit až na několik stovek metrů od primárního zařízení.

Zkratka WiFi byla založena společností WECA Wireless Ethernet Compatibility Alliance, což je sdružení výrobců zařízení pro bezdrátový přenos, jehož úkolem je standardizace a zajištění kompatibility. [11] Rádiové sítě se dělí na několik standardů určených pro různé druhy aplikací:

- IEEE 802.11 – Bezdrátové lokální síť (Wireless Local Area Network, WLAN)
- IEEE 802.15 – Bezdrátové osobní síť (Wireless Personal Area Network, WPAN)
- IEEE 802.16 – Širokopásmový bezdrátový přístup (WMAN)
- IEEE 802.22 – Bezdrátové regionální síť (Wireless Regional Area Network, WRAN)

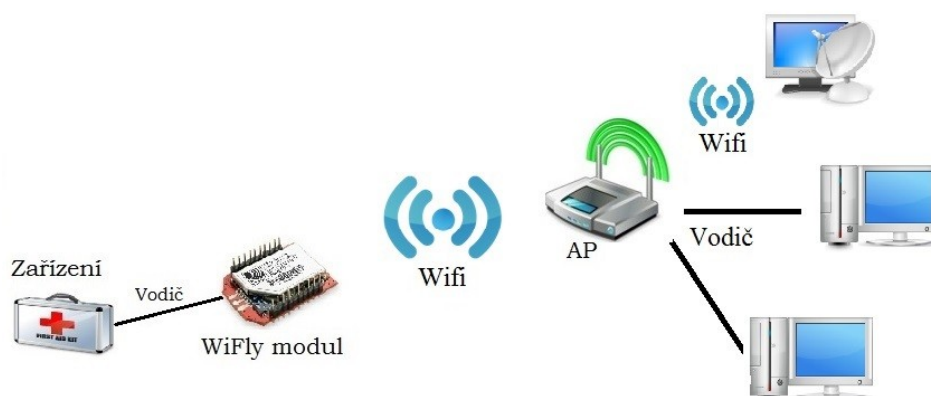
Zkratka WiFi je v informatice označení pro několik standardů IEEE 802.11 popisujících bezdrátovou komunikaci v počítačových sítích. V současné době existuje několik variant těchto sítí a další se stále vyvíjejí. Všechny sdílejí stejný protokol přístupu k médiu (Media Access Protocol, MAC) a liší se pouze řešením fyzické vrstvy. Tato vrstva určuje jednak možný dosah jednotlivého standardu v řádech stovek metrů a dále nejvyšší možnou přenosovou kapacitu, která je v řádech kbit/s – Mbit/s. [12]

Tabulka 1: Rozdělení standardu 802.11

Standard	Pásmo [GHz]	Přenosová Rychlost [Mbit/s]
802.11	2,4	2
802.11a	5	54
802.11b	2,4	11
802.11g	2,4	54
802.11n	2,4-5	600

Existuje více variant standardu 802.11. V tabulce č. 1 jsou uvedeny jen ty základní a nejzásadnější pro práci se sítěmi. Čím vyšší je přenosová kapacita standardu, tím je zajištěna vyšší bezpečnost přenášené informace proti ztrátě nebo zhoršení kvality. Podstatnou výhodou je také fakt, že pásma, ve kterých jednotlivé typy pracují, jsou bezlicencová a tudíž není třeba žádat o povolení a veškerou komunikaci je možné provádět zdarma bez jakékoli registrace. [10]

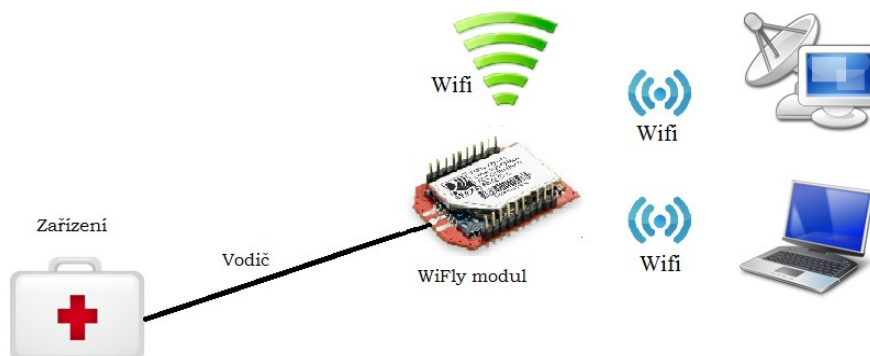
WiFi síť mezi počítači nebo zařízeními, obsahujícími prvky pro bezdrátovou komunikaci, může být realizována za pomoci WiFi routeru, který v sobě kombinuje funkci AP (Access Point). Většinou je takový router vybaven jedním portem WAN (Wide Area Network), několika ethernetovými porty a jednou či více anténami pro bezdrátovou komunikaci. Access point tvořený WiFi routerem je prvek, který umožňuje vysílat, nebo přijímat data a tím je předávat dále. AP jsou stěžejními prvky pro síť WLAN.



Obrázek 10: Ukázka přenosu dat pomocí AP

Hlavní AP vysílají pomocí všesměrových nebo směrových antén signál do širokého okolí a tento signál je přijímán AP jednotlivých uživatelů. Všemřerové antény jsou vhodné pro pokrytí velké oblasti WiFi signálem okolo této antény. Zatímco pomocí směrových antén bývá WiFi signál přenášen na velké vzdálenosti v jednom směru dle nasměrování.

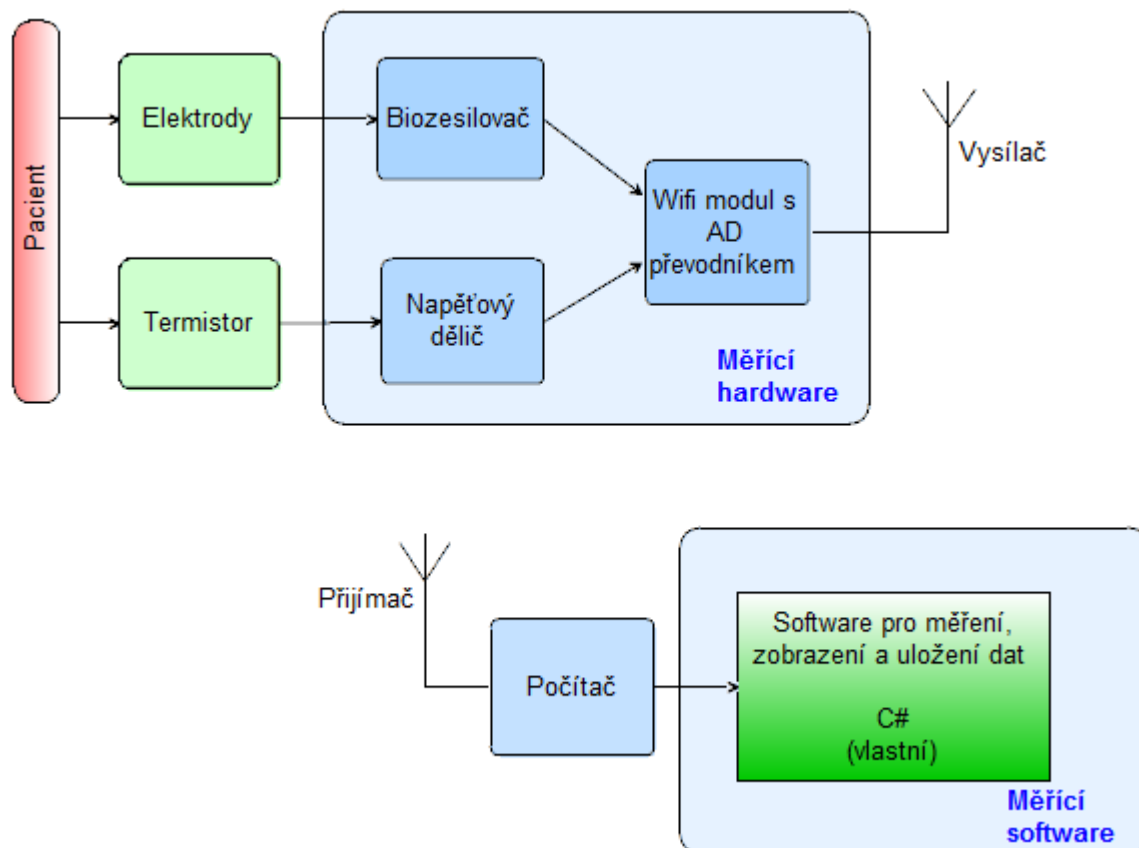
Další možností může být síť vytvořena v režimu Ad-Hoc. Síť je vytvořena určitým zařízením a toto zařízení ji dále spravuje a řídí. Další zařízení se pak připojují do této sítě a navzájem spolu komunikují. U tohoto typu sítě není třeba AP bodu, protože samotné zařízení je takový imaginární AP bod. Tento způsob komunikace je velmi rychlý a jednoduše vytvořitelný. Nevýhodou je malý dosah této sítě, kdy velice záleží na vzdálenosti od zařízení, které síť vytvořilo.



Obrázek 11: Ukázka typu sítě AD-HOC

3. Návrh a realizace měření

Bakalářská práce spočívá ve dvou hlavních částech. V první části je realizován měřicí hardware, který bude snímat biologické signály a odesílat příslušná data. Druhá část se zabývá vývojem uživatelského rozhraní (software), které bude schopné data přijímat a zobrazovat.



Obrázek 12: Blokové schéma realizace měření

Měřicí hardware je tvořen biozesilovačem a AD převodníkem. Biozesilovač snímá EKG křivku pomocí bipolárních končetinových svodů. Jednotlivé svody jsou umístěny na pacienta pomocí klipových elektrod. Napětový dělič je určen pro měření teploty. Teplota je měřena pomocí přesného termistoru, jenž je umístěn na těle pacienta. Výstupní signály z obou prvků jsou přivedeny na bezdrátový modul, který analogové signály převede na digitální pomocí vnitřního AD převodníku a následně odešle prostřednictvím WiFi technologie.

Měřicí software byl vyvinut na osobním počítači jako samostatná aplikace pro operační systém Windows. Tento software je navržen tak, aby komunikoval s dále vybraným modulem. V software je nadefinováno rozhraní pro zobrazení přijímaných signálů v reálném čase. Přijaté signály je možné také uložit jako soubor hodnot, který je následně možné dále analyzovat.

3.1. Testované moduly

V první části bakalářské práce jsou testovány různé bezdrátové WiFi moduly. Při testování bylo nejdůležitější zjistit, zda je příslušný modul vhodný pro realizaci požadovaného přenosu. Nejprve byly definovány základní požadavky, které má modul splňovat. WiFi modul musí být schopen snímat analogovou veličinu, digitalizovat a následně ji odeslat. Dalšími parametry při výběru bezdrátového modulu byla velikost, vstupní napěťový rozsah, proudová spotřeba a počet analogových vstupů. Při výběru modulu nebyl kladen důraz na dosah, protože se očekávalo umístění zobrazovacího PC poblíž pacienta.

3.1.1. Hlavní požadavky na modul

- počet analog-digitálních vstupů
- maximální velikost napětí, které je možno na vstupy přivést
- rozlišovací schopnost analog-digitálního převodníku
- vzorkovací frekvence analog-digitálního převodníku
- rychlost odesílání dat
- napájecí napětí

Jedním z důležitých parametrů je také vnitřní software modulu (firmware). Je třeba vybrat takový, který již má interně nadefinovanou speciální sadu příkazů pro komunikaci a práci s modulem.

Byly otestovány tři moduly vhodné svými parametry pro realizaci přenosu. Některé nebyly využity z důvodu poruchy a jiné z důvodu nedostupnosti. Poslední testovaný modul (WiFly RN-171-XV) byl vybrán k realizaci v rámci této bakalářské práce.

3.1.2. EZURIO WISMC01

Prvním testovaným modulem byl typ Ezurio WISMC01 od firmy Laird Technologies (www.lairdtech.com).



Obrázek 13: Ezurio WISMC01 [13]

Modul byl umístěn do ručně vyrobeného vývojového kitu. Ten obsahoval komunikační linku RS232 pro komunikaci s PC, patiči pro připojení jednotlivých vstupních signálů a LED diody určené pro indikaci napájení a přenos. Modul byl po připojení k napájení schopen navázat spojení s PC.

Nebylo však možné číst analogovou veličinu z jeho vstupu. Modul nebyl schopen akceptovat příkaz pro čtení zadaný v programovém prostředí. Při pokusu o čtení byla vždy ohlášena chyba modulu.

Ukázka:

<code>_adcopen(5)</code>	Připravení vstupu 5
<code>mereni = _adcread(5)</code>	Uložení hodnoty ze vstupu do proměnné

Modul se nepodařilo řádně zprovoznit. Proto se přistoupilo k dalšímu testování jiných bezdrátových modulů.

3.1.3. WIZFI 210

Na základě předchozího zjištění nefunkčnosti modulu byl dalším testovaným modulem modul WizFi 210 od společnosti WIZnet. Tento modul také splňoval stanovené podmínky na bezdrátové moduly, nicméně z důvodu nedostupnosti nebyl při realizaci BP využit.



Obrázek 14: Modul WizFi s vývojovým kitem [14]

3.1.4. WIFLY RN-171-XV

Pro realizaci bakalářské práce byl vybrán modul WiFly RN – 171 - XV od firmy Roving network (www.rovingnetworks.com).



Obrázek 15: Zobrazení modulu WiFly [15]

3.2. Modul WiFly

Modul WiFly RN-171-XV je produktem společnosti Roving Networks. Firma působí v USA a zabývá se výrobou elektronických součástek i zařízení pracující výhradně s bezdrátovou technologií WiFi a Bluetooth. Společnost také vyvíjí software pro komunikaci s těmito technologiemi.

Modul RN-171-XV je jedním z řešení pro vytvoření bezdrátové komunikace mezi různými zařízeními. Obsahuje výkonný mikroprocesor s vestavěným AD převodníkem. Modul je programovatelný pomocí jednoduchých příkazů ve formátu ASCII. Tyto příkazy jsou podrobně rozepsány v programovém manuálu modulu společně s továrním, neměnným nastavením. S modulem bylo možno komunikovat a programovat ho pomocí programu Ttermpro. Modul nedisponoval možností jednoduchého přenosu informace ze vstupu bez nutnosti webové domény či internetového připojení. Proto bylo třeba napsat vlastní aplikaci pro komunikaci s modulem, která využívala jednotlivé interní příkazy.

3.2.1. Vlastnosti a parametry modulu

Modul je součástí menšího vývojového kitu, osazeného standardizovanými piny s roztečí 2 mm. Kit je také opatřen LED diodami pro indikaci funkčnosti modulu, přenosu a kritického stavu. Modul splňoval všechny předem stanovené požadavky. Obsahoval AD převodník s velkou rozlišovací schopností a dostatečným počtem analogových vstupů.

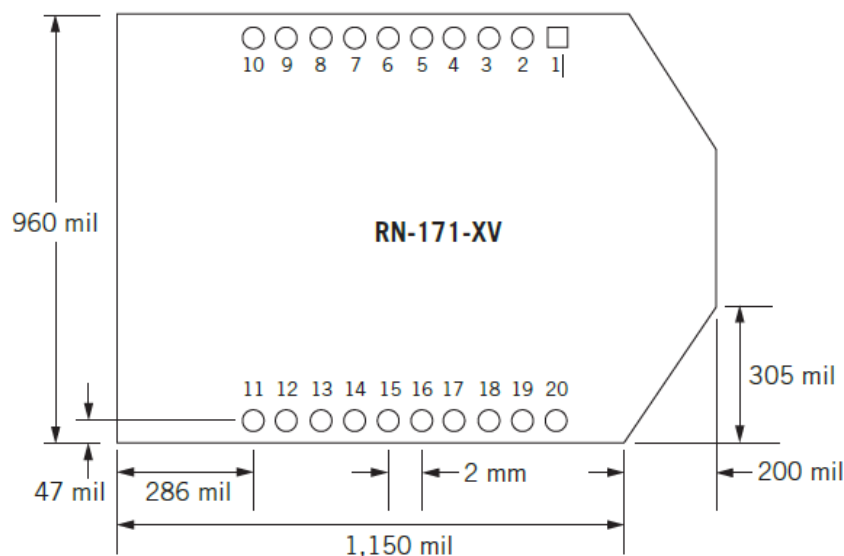
Parametrů modulu WiFly RN-171-XV

• počet analog-digitálních vstupů:	8
• měřicí vstupní rozsah:	0-500mV
• velikost analog-digitálního převodníku:	14bit
• rozlišovací schopnost:	12uV
• frekvence čtení přes síť AD-HOC:	5kHz
• typ přenosu:	AP bod, síť AD-HOC
• rychlost čtení:	až 35us
• napájecí napětí:	3.3V
• spotřeba ve vyčkávacím modu:	10mA/h
• spotřeba při příjmu informace:	40mA/h
• spotřeba při vysílání informace:	180mA/h

Modul využívá jednoduchou všesměrovou anténu nezaručující velký dosah. Ovšem pro použití v místnosti je výkon plně dostačující.

3.2.2. Technický popis modulu

Samotný bezdrátový modul obsahuje 49 pinů. Na jednotlivé piny desky plošného spoje jsou vyvedeny pouze základní funkční prvky samotného modulu. Některé piny plní dvojí funkci, třeba digitální a analogový vstup/výstup.



Obrázek 16: Rozložení pinu modulu [15]

Tabulka 2: Popis pinu modulu

Pin	Signál	Popis
1	VDD_3.3V	Napájení modulu
2	UART_TX	Sériová linka RS232_TX
3	UART_RX	Sériová linka RS232_RX
4	GPIO8	Vstup/Výstup
5	RESET	Reset
6	GPIO5	Vstup/Výstup
7	GPIO7	Vstup/Výstup
8	GPIO9	Vstup/Výstup
9	GPIO1	Vstup/Výstup
10	GND	Napájení modulu
11	GPIO14	Vstup/Výstup
12	UART_RTS	Sériová linka RS232_RTS
13	GPIO4 / Senzor 6	Programově nastavitelný Vstup/Výstup
14	Nepoužit	Nepoužit
15	GPIO6 / Senzor 7	Programově nastavitelný Vstup/Výstup
16	UART_CTS	Sériová linka RS232_CTS
17	Senzor 5	Analogový vstup
18	GPIO3 / Senzor 4	Programově nastavitelný Vstup/Výstup
19	GPIO 2 / Senzor 3	Programově nastavitelný Vstup/Výstup
20	Senzor 2	Analogový vstup

3.2.3. Programování modulu

Modul je programovatelný pomocí ASCII příkazů. Tyto příkazy jsou podrobně rozepsány v manuálu modulu. Modul je schopen pracovat ve dvou režimech - programovacím a datovém. Datový režim je spuštěn ihned po připojení napájení modulu. Pokud byl již modul dříve naprogramován pro přenos informace, začne modul ihned pracovat. Pokud neobsahuje žádné uložené řídicí instrukce, je modul ve vyčkávacím módu. V datovém režimu není modul programovatelný.

Při odeslání znaku \$\$\$ vstoupí modul do programovacího režimu a je připraven přijímat příkazy. Příkazy jsou formulovány tvarem SET commands, GET commands, SHOW commands, STATUS commands. Za těmito kategoriemi následuje vždy určitý příkaz s parametrem.

Ukázka:

show q 2	// čtení ze vstupu 2
get everything	// vypis všechny nastavení modulu
set wlan SSID...	// nastav SSID síť na ...

Pomocí posloupnosti těchto příkazů je modul plně programovatelný. Pokud je příkaz přijat v pořádku a nastavení proběhlo úspěšně, vrátí modul hodnotu AOK. Pokud nastavení neproběhlo úspěšně, vrátí modul hodnotu ERR. Díky této zpětné vazbě modulu nemůže dojít ke špatnému, nebo mylnému nastavení. Programování je uloženo zadáním příkazu SAVE. Programovací režim je ukončen příkazem EXIT, kdy je modul vrácen do datového režimu.

3.2.3.1. Access Point

Modul je schopen pracovat v síti připojením na dostupný AP bod nastavením jeho výchozího SSID, hesla a IP adresy. Pokud se v blízkosti modulu spárovaný AP nachází, modul je automaticky připojen. Tento způsob je výhodný pro rozsáhlé komplexy budov, ve kterých se nachází dostupný WiFi signál. Při testování přenosové rychlosti bylo zjištěno, že značně klesá rychlost a množství přenesených dat u tohoto typu připojení. Toto snížení rychlosti je závislé na počtu přístupových bodů, přes které je modul propojen s cílovým PC.

3.2.3.2. Ad-Hoc

Modul je schopen také sám vytvořit síť Ad-Hoc, na kterou se následně uživatelé mohou připojovat. Nevýhodou však je snížená vzdálenost PC od modulu. To pro požadovanou funkcionalitu není tak velký problém, protože je vykompenzován zvýšenou propustností přenosu. Proto byl pro realizaci práce použit tento typ připojení.

Síť Ad-Hoc vybraného modulu má vždy tovární nastavení:

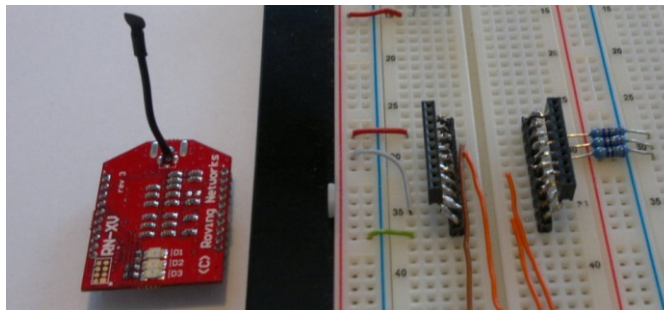
SSID: WiFly-GSX-XX
IP adresa: 169.254.1.1
Port 2000

Pro vytvoření sítě Ad-Hoc je nutné přivedení napájecího napětí na vstupní pin 8. Modul pak okamžitě vytvoří síť a vymaže všechny data předchozí sítě.

Komunikace je závislá na použité aplikaci a prostředí, ve kterém se modul nachází. Pokud není dostupný žádný AP bod, tak se nedá uskutečnit bezdrátová komunikace s modulem jinak, než přes síť Ad-Hoc. Modul disponuje také výstupy pro sériovou linku RS232. Toto rozhraní ale nesplňuje parametry zadání bakalářské práce a proto není realizováno.

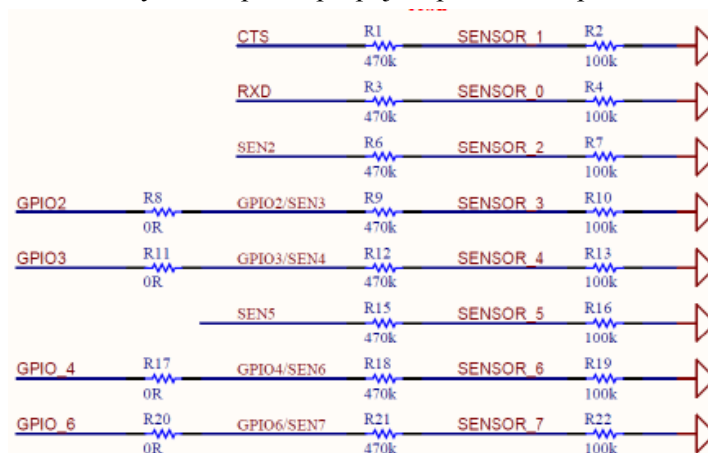
3.2.4. Test modulu na nepájivém poli:

Pro odzkoušení funkčnosti byl modul zapojen do nepájivého pole. Modul obsahoval standardizované piny s roztečí 2 mm. Nepájivé pole ovšem disponuje roztečí 2,54 mm. Kombinací patice s roztečí odpovídající pinům modulu a patice s roztečí odpovídající pinům nepájivého pole, byla vytvořena redukce.

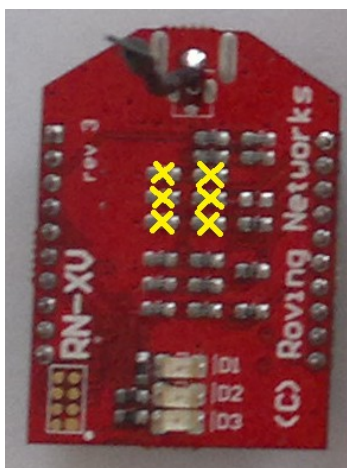


Obrázek 17: Detail řešení

Po odzkoušení modulu bylo zjištěno, že modul nesnímá správně informace ze vstupních pinů. Zjistilo se, že jednotlivé vstupní piny byly zapojeny pomocí SMD odporů do napěťových děličů a až pak přivedeny na vstupy modulu. To způsobilo nepřesnost při snímání hodnot z jednotlivých vstupů. Bylo proto nutné oba tyto odpory (pro každý vstup) odstranit a následně jeden z nich nahradit vodivým přemostěním. Tím se vytvořilo přímé propojení pinů se vstupem modulu.



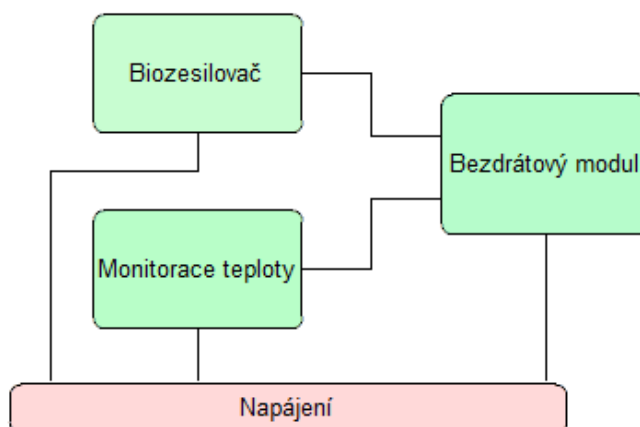
Obrázek 18: Schéma zapojení pinů [15]



Obrázek 19: Před úpravou

3.3. Návrh zapojení

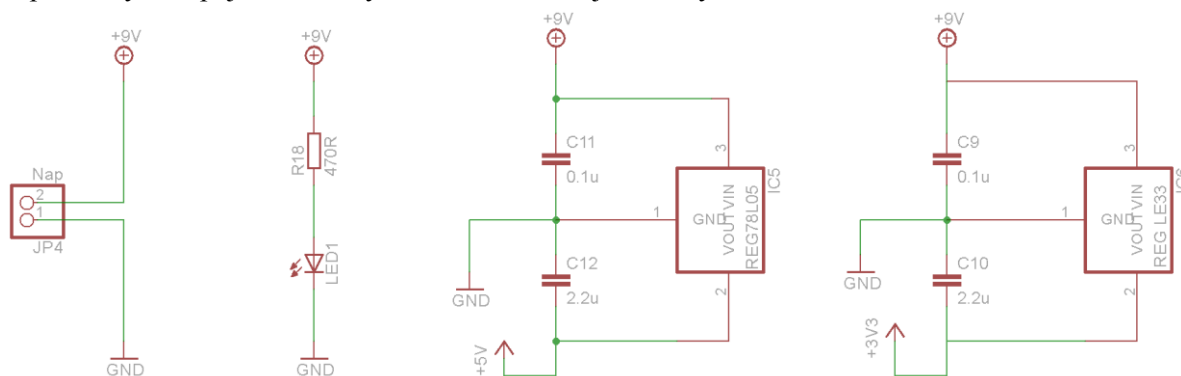
V bakalářské práci je zvoleno snímání elektrokardiografu pomocí klipových elektrod a následné zpracování signálu biozesilovačem. Ke snímání teploty je použit termistor zapojený do napěťového děliče. Analogové výstupy jsou přivedeny na vstupní piny bezdrátového modulu. V modulu je analogová veličina digitalizována AD převodníkem a následně odeslána pomocí WiFi sítě do přijímacího PC.



Obrázek 20: Blokové schéma zapojení

3.3.1. Napájení

Hlavním napájecím zdrojem celého zařízení je alkalická baterie o napětí 9 V. Pomocí napěťových stabilizátorů LE33 v pouzdře TO92 je vytvořeno napájecí napětí 3,3 V potřebné pro napájení bezdrátového modulu. Pomocí stabilizátoru 78L05 v pouzdře TO92 bylo vytvořeno napájecí napětí 5 V nutné pro napájení biozesilovače a monitorování teploty. Stabilizátory jsou zapojeny podle doporučených zapojení uvedených v datasheetech jednotlivých součástek.

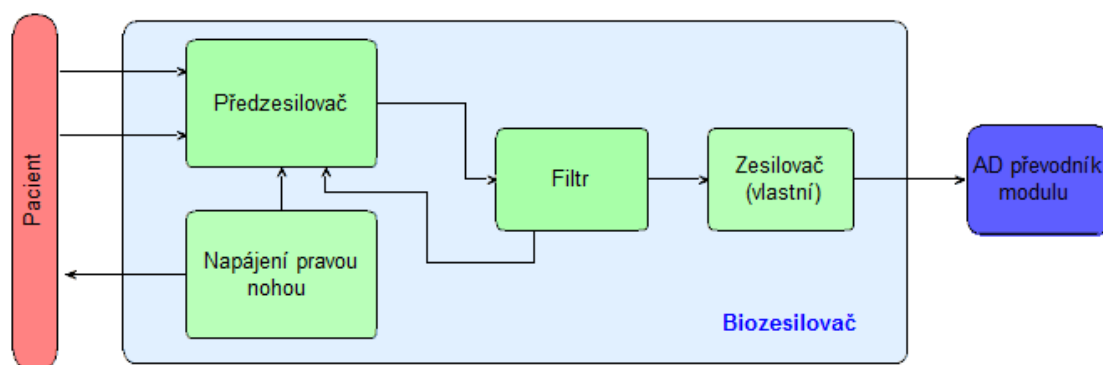


Obrázek 21: Blok napájení

Na vstupní napětí 9 V je zapojena zelená LED dioda v sérii s předřazeným odporem. Tato LED dioda slouží k indikaci stavu napájení celého zařízení. Mezi baterií a stabilizátory je zařazen jednoduchý spínač s aretací. Tento spínač je využíván k zapnutí/vypnutí přístroje.

3.3.2. Biozesilovač

Návrh biozesilovače nebyl cílem této bakalářské práce. Z toho důvodu bylo jeho schéma převzato z jiné aplikace. Výstupní rozsah převzatého zapojení byl 0 – 5 V, ovšem na vstup modulu je možné přivést maximální napětí 500 mV. Proto bylo nutné schéma upravit. Vzhledem k tomu, že celý obvod byl nastaven na napájecí napětí 5V a změna parametrů jednotlivých prvků ve schématu by změnila filtrované kmitočty, bylo využito dalšího zesilovače na výstupu zapojení. Tento zesilovač byl nastaven tak, aby zmenšil výstupní napětí a posunul dolní zobrazovací hranici signálu na 200 mV. Upravené schéma biozesilovače je tvořeno čtyřmi bloky.

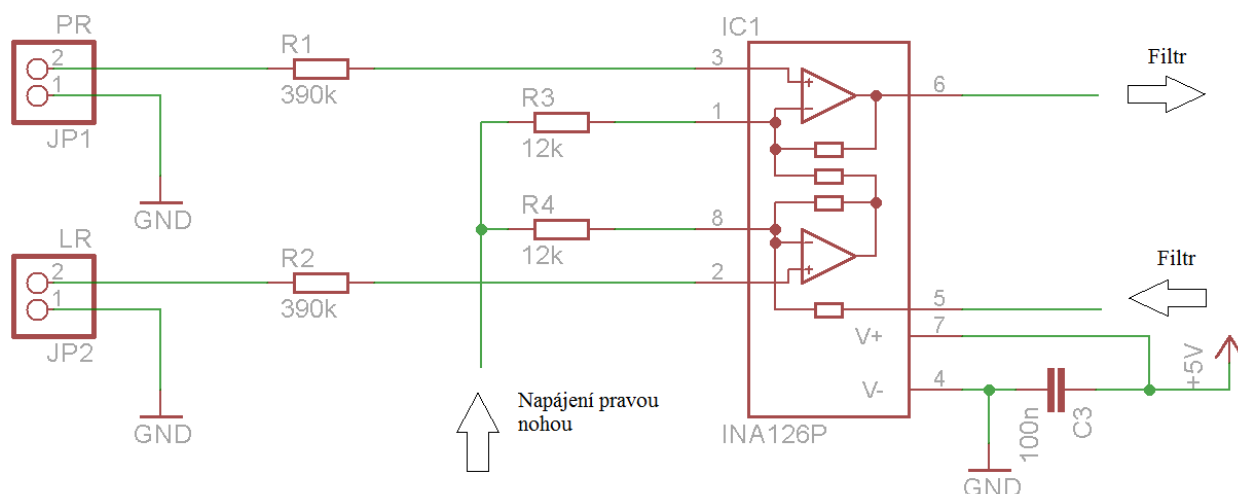


Obrázek 22: Schéma biozesilovače

3.3.2.1. Předzesilovač

Předzesilovač, tvořený obvodem INA126 (přístrojový zesilovač), zesiluje rozdíl napětí vstupních elektrod jednotlivého svodu. Obvod je tvořen neinvertujícím zapojením dvou operačních zesilovačů, které jsou mezi sebou spojeny přes sérii odporů. Velikost výsledného odporu nastavuje zesílení zesilovače $G = 5 + \frac{80k}{R_G}$, kde R_G je hodnota odporu na vstupních pinech 1 a 8.

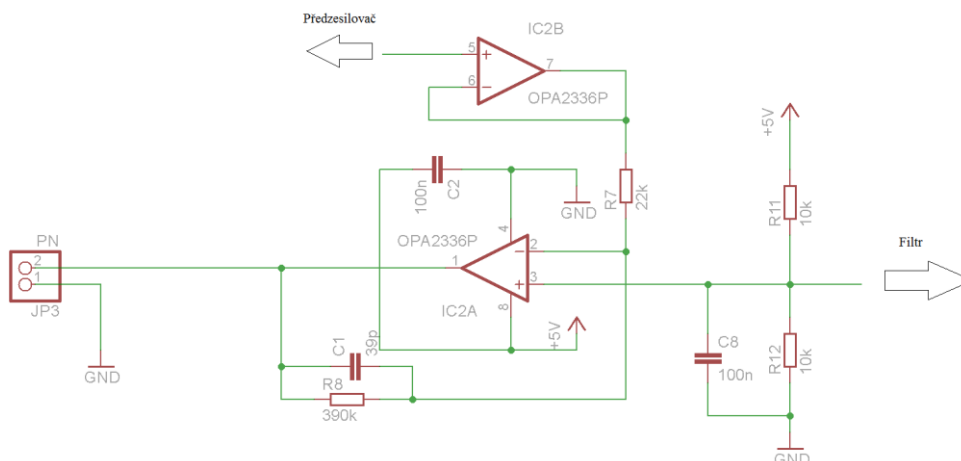
Na vstupy tohoto rozdílového zesilovače jsou připojeny vstupní elektrody přes velké vstupní odpory potřebné pro správnou funkci a impedanční přizpůsobení obvodu, aby snímaný signál nebyl ovlivněn měřicím zařízením. Kombinací elektrod připojených na vstup předzesilovače je zajišťováno měření jednotlivých svodů.



Obrázek 23: Blok předzesilovače

3.3.2.2. Napájení pravou nohou

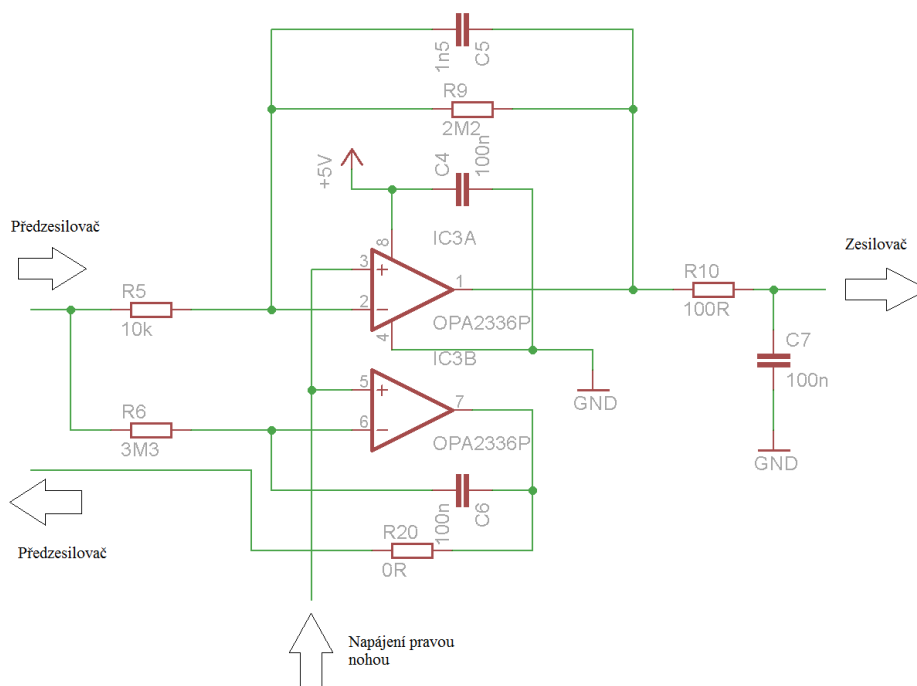
Další blok tvoří napájení těla pravou nohou. Na pravou nohu snímaného pacienta je připojena třetí elektroda umístěna co nejdále od srdce. Prostřednictvím této elektrody je do pacienta přiveden nezbytný proud s opačnou polaritou, než je měřen prostřednictvím elektrod na horních končetinách. To následně v předzesilovači způsobí odečtení naindukovaného šumu z pacienta a na elektrodách horních končetin je snímán pouze signál vzniklý v srdci. Díky této negativní zpětné vazbě dochází k úplnému odstranění nežádoucího naindukovaného šumu.



Obrázek 24: Blok napájení pravou nohou

3.3.2.3. Filtr

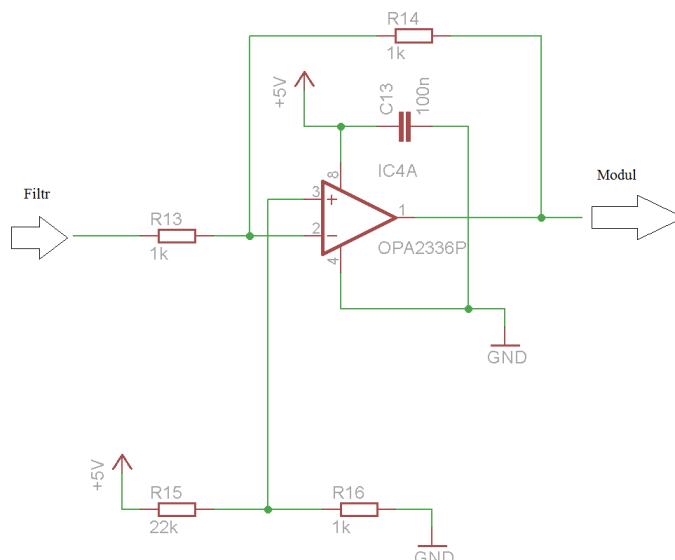
Filtr je realizován jako neinvertující zapojení dolní propusti. Tento aktivní filtr, napájený napětím 5 V, je prvního řádu. Pro realizaci operačního zesilovače byl využit obvod OPA2336. Filtr odstraňuje nežádoucí složky signálu o vysokých frekvencích a propouští pouze nízké frekvence. Mezní kmitočet filtru je nastaven na 48,22 Hz. Druhý operační zesilovač v obvodu slouží jako zpětná vazba pro předzesilovač, čímž je nastavována reference předzesilovače.



Obrázek 25: Filtr

3.3.2.4. Zesilovač

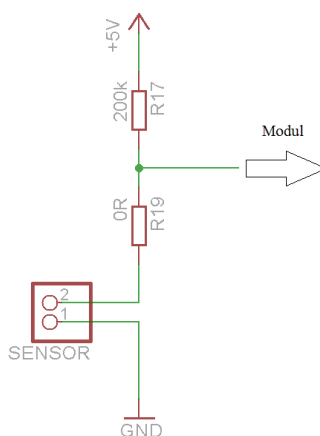
Zesilovač je navržen tak, aby zeslaboval velikost signálu z 0-5 V na hodnotu 0-500 mV. Bylo vytvořeno neinvertující zapojení operačního zesilovače, kdy na neinvertující vstup bylo přivedeno napětí 200 mV z napěťového děliče. To způsobuje posunutí dolní hranice zobrazení signálu na 200 mV. Díky tomuto řešení není průběh signálu zobrazován v záporných hodnotách napětí, protože modul není tyto hodnoty schopen snímat.



Obrázek 26: Invertující Zesilovač

3.3.3. Měření teploty

Tělesná teplota je snímána pomocí přesného NTC termistoru, u něhož s rostoucí teplotou elektrický odpor klesá. Tento senzor je zapojen do napěťového děliče vytvořeného tak, aby výstupní rozsah při normální pokojové teplotě kolísal kolem 250 mV. Napěťový dělič je napájen napětím 5 V. Napětí na termistoru je snímáno modulem. V programu je následně hodnota napětí přepočítána na odpor a pak převedena na teplotu. Způsob převodu je uveden v kapitole 10. (Návrh a realizace softwaru pro měření).

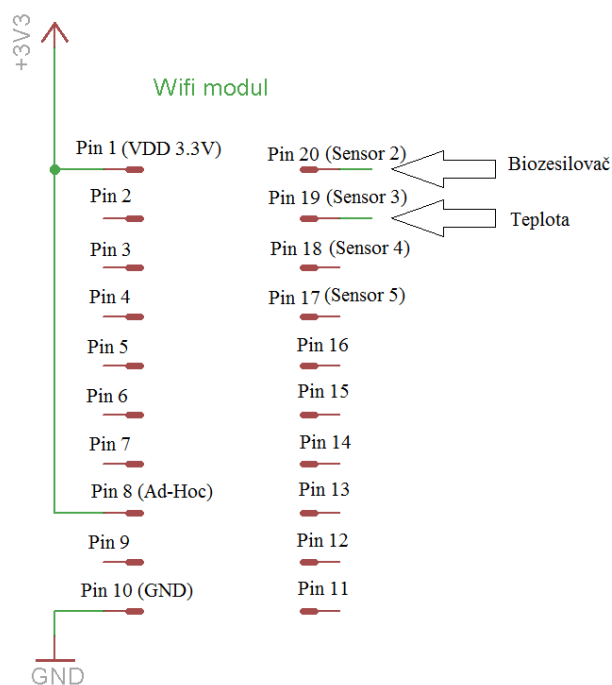


Obrázek 27: Zapojení termistoru

V bakalářské práci je využíván termistor s označením 10K3A1AM. Tento termistor disponuje vysokou přesností měření, tolerancí pouhých 0,05 °C. Je schopen měřit v rozsahu -40 °C až 125 °C. Což je pro aplikaci dostačující.

3.3.4. Bezdrátový modul

Do celkového zapojení je zařazena patice pro bezdrátový modul. Na první a osmý pin je přivedeno napájecí napětí modulu ze stabilizátoru 3,3 V a desátý pin je uzemněn. Na dvacátý pin modulu je přiveden výstup z biozesilovače a na devatenáctý pin je přiveden výstup napěťového děliče sloužícího pro měření teploty.

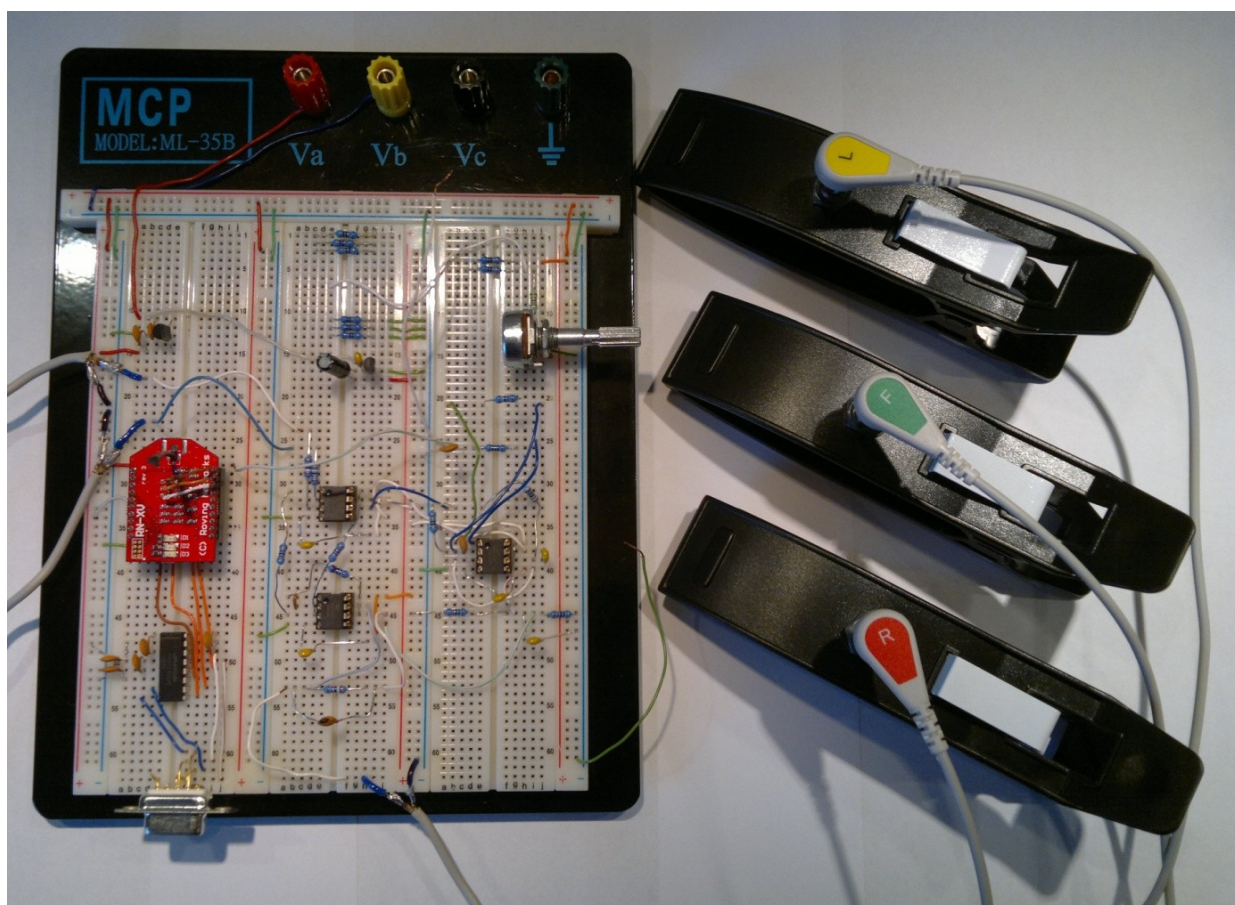


Obrázek 28: Zapojení modulu

3.3.5. Zapojení na nepájivém poli

Testování celého měřicího řetězce bylo nejprve provedeno na nepájivém poli. Byly použity standardizované lékařské svody společně s lékařskými, klipovými Ag-Cl elektrodami. První testy byly provedeny pomocí generátoru FLUKE Impulse 7000DP a výsledky byly zobrazovány na osciloskopu. Po odzkoušení zapojení biozesilovače pomocí osciloskopu byl do patice vložen bezdrátový modul a data byla odesílána do PC.

Po důkladném odzkoušení funkčnosti zapojení bylo přikročeno k realizaci desky plošných spojů.



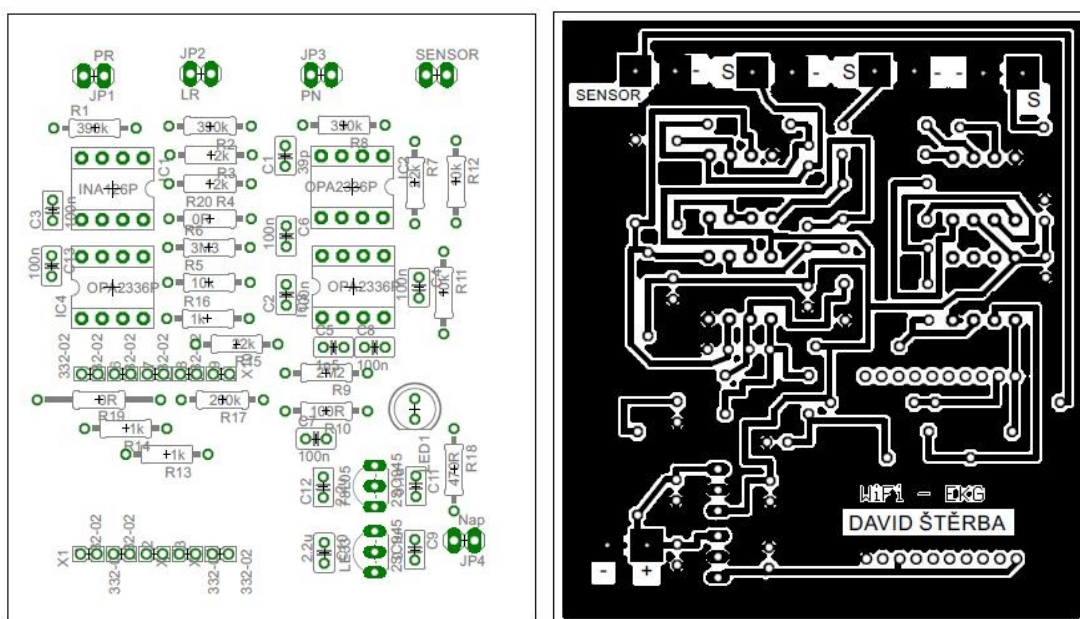
Obrázek 29: Zapojení EKG s modulem na nepájivém poli

3.3.6. Realizace desky plošných spojů

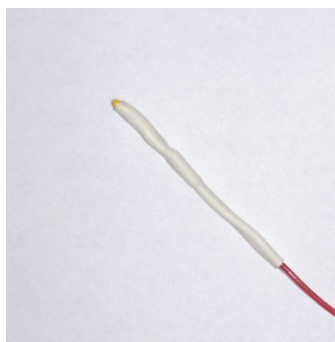
Pro návrh desky plošného spoje byl zvolen ověřený software pro tvorbu DPS zvaný CadSoft Eagle. Schéma EKG spolu se zapojením modulu bylo překresleno do tohoto prostředí, následně se provedlo rozmístění součástek na desce a tisk na pauzovací papír. Vyvolání desky bylo provedeno v laboratoři na VŠB-TUO.

3.3.6.1. Rozmístění součástek na desce

Pájecí plochy pro jednotlivé svody jsou umístěny na horní straně z důvodu snadného vyvedení z ochranné krabičky. Patice pro modul je umístěna v levém dolním rohu. Vedle se nacházejí oba stabilizátory, které by neměly modul nijak ovlivňovat. Cílem je minimalizace celého zapojení a umístění do krabičky malých rozměrů vhodných pro přenosná zařízení.



Měření teploty je realizováno pomocí termistoru s přípojnými vodiči. Celek je fixován v ochranné, smršťovací bužírce.



Obrázek 32: Termistor

3.3.7. Zapouzdření

Osazená deska je společně s baterií umístěna do předem připravené plastové krabičky. Tato krabička je vhodně upravena pro danou aplikaci. Z horní strany jsou do krabičky vyvrtány otvory pro LED indikující napájení a tlačítko pro zapnutí/vypnutí přístroje. Z boční, kratší strany jsou do krabičky vyvrtány otvory pro vývody jednotlivých svodů a senzoru teploměru. Z horní části je na krabičku umístěn informační štítek obsahující hlavní parametry přístroje jako je typ, název, způsob připojení, napájení atd.

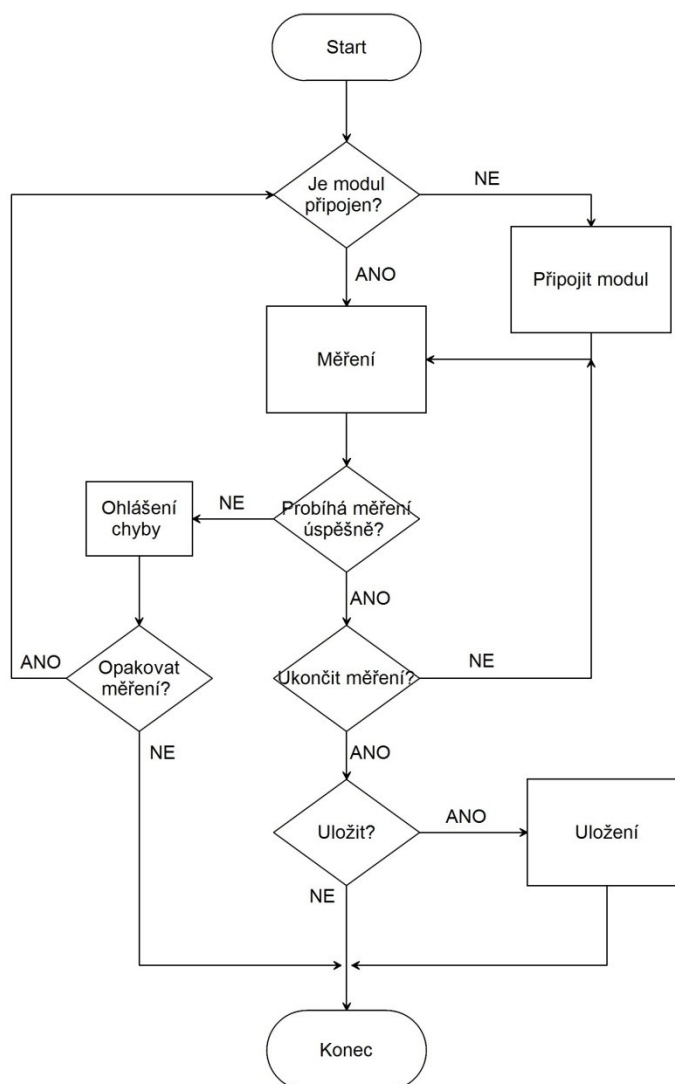


Obrázek 33: Realizované zařízení pro měření EKG a teploty s přenosem dat pomocí WiFi

4. Návrh a realizace softwaru pro měření

Pro vytvoření aplikace k vizualizaci průběhu elektrokardiografu byl použit programovací jazyk C#. Programovací prostředí pro vytvoření aplikace je Visual C# od společnosti Microsoft. Pro úspěšnou realizaci práce bylo nutné zajistit profesionální knihovny Dinamic Data Display pro WPF (Windows Presentation Foundation), rovněž od společnosti Microsoft. Díky těmto knihovnám bylo možné nadefinovat grafy, ve kterých se vykreslují průběhy z přenesených hodnot.

4.1.1. Vývojový diagram



Obrázek 34: Vývojový diagram

Vývojový diagram je postaven na základě měření vstupních hodnot. Před začátkem měření je ověřeno, zda je aktivní bezdrátové spojení s modulem. Je-li toto spojení aktivní, začne měření, není-li aktivní, modul je nutné připojit. V průběhu měření probíhá kontrola správnosti přijímaných dat. Pokud měření neprobíhá správně, z jakéhokoli důvodu, je spuštěno chybové hlášení. Když se má měření opakovat, vrátí se do bodu ověření připojení a cyklus se opakuje. Nemá-li se měření opakovat, dojde k ukončení. Před ukončením bezproblémového měření je možné naměřená data uložit.

4.2. Popis funkce aplikace

Uživatelské rozhraní je provedeno ve WPF (Windows Presentation Foundation). V grafickém prostředí jsou definována jednotlivá tlačítka pro řízení bezdrátového spojení s modulem, začátek čtení, zobrazení průběhu EKG a teploty, konec zobrazení, uložení hodnot do souboru a tlačítko pro ukončení programu. Dále se zde zobrazuje on-line průběh snímaných údajů (graf).

4.2.1. Připojení k modulu

Připojení k modulu je zajištěno pomocí speciální programové třídy TCP klient. V ní je nadefinována příslušná IP adresa a číslo portu modulu. Jak již bylo uvedeno dříve, modul s PC komunikuje pomocí sítě AD-HOC. Tudíž je v modulu vždy nastavena výchozí IP adresa a číslo portu. Jakmile je připojení k modulu navázáno, vytvoří se datový tok pomocí streamu. Tím jsou obě zařízení připravena na vzájemný přenos dat.

Ukázka kódu z programu:

```
modul = new TcpClient("169.254.1.1", 2000);  
Příkaz pro nastavení parametru TCP klienta pro připojení k síti Ad-Hoc
```

```
ns = modul.GetStream();  
Příkaz pro vytvoření spojení, přes které je PC schopen komunikovat s modulem,  
neboli po této lince odesílat a přijímat data
```

Jak již bylo popsáno v podkapitole (Způsob programování modulu), modul je schopen pracovat ve dvou režimech: programovacím a datovém. Datový režim je určen pro automatické snímání hodnot ze vstupu a následný upload na web server. Vzhledem k možnostem modulu a snímání dat bylo rozhodnuto pro definování čtení ze vstupu přímo v programu a to přes programovací režim. V něm je nastavována rychlost čtení a všechny potřebné parametry pro přenos. Aplikace vstupuje do programovacího módu modulu ihned při spuštění, odesláním příkazu \$\$\$\$. Následně je přístup k datům řízen vyvinutou aplikací.

4.2.2. Snímání hodnot biozesilovače

Snímání hodnoty ze vstupu je realizováno pomocí smyčky, ve které je do proměnné implementován příkaz ke čtení z jednotlivého vstupu a odeslán do modulu. Aplikace následně čeká na odpověď z modulu. Modul odesílá hodnoty ze vstupu v šestimístním hexadecimálním formátu. Proto je v aplikaci naprogramován převod na decimální tvar, ze kterého je následně vykreslován graf. První číslo je využito vždy pouze pro kontrolu správnosti přenosu, proto se do přepočtu hodnoty signálu nezahrnuje.

Graf je z hodnot vykreslován v reálném čase a ukládání hodnot je vždy provedeno až po ukončení měření na pokyn uživatele.

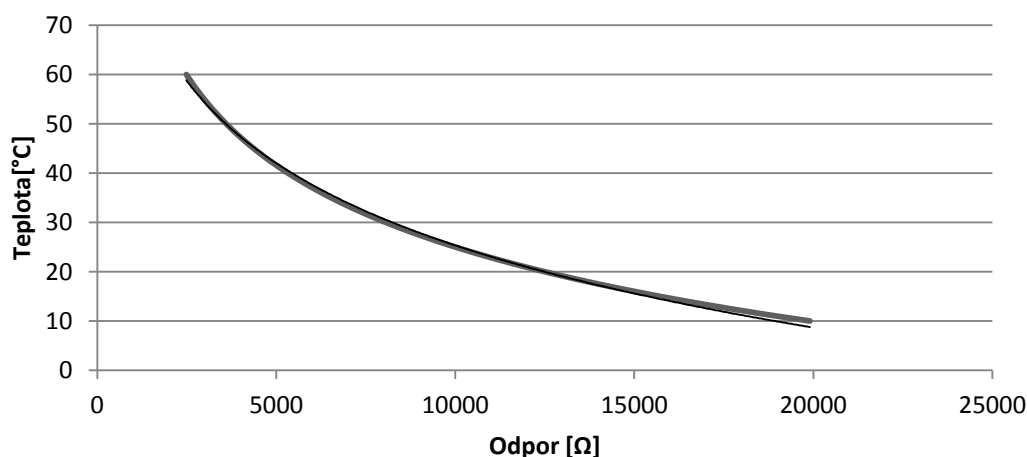
Ukázka kódu z programu:

```
input_1 = ("show q 2 \r");  
ns.Write(Encoding.ASCII.GetBytes(input_1), 0, input_1.Length);  
recv = ns.Read(data_1, 0, data_1.Length);  
hodnotaint = Int32.Parse(hodnotahex, System.Globalization ...  
hodnotadouble_1 = Convert.ToDouble(hodnotaint_1);  
hodnotanapeti_1 = ((hodnotadouble_1 - 8388608) * 0.001);
```

Výše uvedené řádky kódu tvoří posloupnost příkazů pro odeslání příkazu do modulu a následný příjem. Pomocí příkazu `ns.Write` je hodnota z `input_1` převedena do ASCII kódu a odeslána do modulu. Následně program čeká na reakci modulu příkazem `ns.Read`. Jakmile modul odešle hodnotu, program ji přijme, převede na číselnou hodnotu a dekóduje na napětí. Dekódování probíhá tak, že je hodnota nejprve převedena z HEX formátu na celočíselný tvar. Následně je převedena do reálného tvaru, od kterého se odečte kontrolní bit. Výsledkem těchto operací je hodnota napětí na vstupním senzoru 2 v milivoltech.

4.2.3. Snímání hodnot teploty

U druhého vstupu je použit paralelní způsob komunikace a přenos dat z modulu do PC. Vnitřní struktura přepočtu je ovšem odlišná. V datasheetu termistoru jsou rozepsány hodnoty odporu pro každý teplotní stupeň. Z těchto hodnot je vytvořen v excelu graf. Jedná se o exponenciální křivku. Pomocí excelovské funkce spojnice trendu byla vytvořena na intervalu 10 – 60 °C totožná křivka. U duplikované křivky je nadefinováno vykreslení její rovnice. Takto odvozená závislost je následně použita v programu pro výpočet teploty z odporu.



Obrázek 35: Závislost teploty na odporu

Rovnice regrese: $y = -24,05\ln(x) + 246,1$

Aplikace opět převádí hexadecimální tvar napětí na dekadický. Napětí je následně přepočítáno dle vzorce z napěťového děliče na hodnotu odporu. Pomocí vytvořené rovnice je vypočtena konečná hodnota teploty.

Ukázka kódu z programu:

```
input_2 = ("show q 3 \r");
ns.Write(Encoding.ASCII.GetBytes(input_2), 0, input_2.Length);
recv = ns.Read(data_2, 0, data_2.Length);
hodnotaint = Int32.Parse(hodnotahex, System.Globalization ...
hodnotadouble_2 = Convert.ToDouble(hodnotaint_2);
hodnotanapetiU2_2 = ((hodnotadouble_2 - 8388608) * 0.000001);
hodnotaodporu_2 = (hodnotanapetiU2_2 * 200000) / (5 - hodnotanapetiU2_2);
hodnotateploty_2 = (-24.05 * Math.Log(hodnotaodporu_2)) + 246.1;
```

Předchozí řádky popisují stejný případ dekódování hodnoty napětí přijatého z modulu ze vstupního pinu. Je rozšířen pouze o dva poslední řádky, kde dochází k přepočtu napětí z napěťového děliče na odpor senzoru a následný výpočet teploty dle rovnice.

Při výpočtu a zobrazení je využit klouzavý průběh teploty založený na deseti naměřených hodnotách. Jedná se o aritmetický průměr vypočtený z deseti hodnot s tím rozdílem, že se vždy nová změřená hodnota zahrne do výpočtu a poslední se odebere. Tento přístup je zvolen pro přesnější a méně kolísající zobrazení změny teploty.

Ukázka kódu z programu:

```
pocet_precteni_pom++;
zp = 10 + pocet_precteni_pom;
pom_prumer = pom_prumer - teplota[zp, 1];
zp = 0;
pom_prumer = pom_prumer + hodnotateploty_2;
teplota[pocet_precteni_pom, 1] = hodnotateploty_2;
teplota[pocet_precteni_pom+10, 1] = hodnotateploty_2;

if (pocet_precteni_pom==10)
{
    pocet_precteni_pom=0;
}
prumer=Math.Round(pom_prumer/10,2);
```

Pro uložení dat je vytvořeno pole o dvaceti pozicích. Do tohoto pole se postupně za sebou ukládají naměřené hodnoty. Pole je rozděleno pomyslně na poloviny, do kterých se ukládají stejné hodnoty. Díky důmyslné posloupnosti příkazu je tímto způsobem vytvořen klouzavý průběh teploty. Teplota je zobrazována jak v grafu, tak i ve formě číselné hodnoty. U snímané teploty není nutná tak vysoká obnovovací frekvence hodnot jako u EKG, proto je četnost v programu nastavena na 2 sekundy.

4.2.4. Vykreslení grafu

Hodnoty z obou vstupů jsou snímány paralelně pomocí vytvořené třídy pojmenované “Celkové napětí”. Tato třída automaticky po spuštění odesílá a přijímá hodnoty z modulu s předem nastaveným opakováním. Dekódování přijaté hodnoty probíhá v této třídě zároveň s přiřazením času každému vzorku. Jednotlivé hodnoty se vykreslují v grafu pomocí získané knihovny Dynamic Data Display.

Ukázka kódu vykreslení EKG:

```
plotter_1.Children.RemoveAll(typeof(LineGraph));
```

Příkaz pro vymazání grafu, z předchozího měření.

```
Aktualizace_1 = new DispatcherTimer();
Aktualizace_1.Interval = TimeSpan.FromMilliseconds(5);
Aktualizace_1.Start();
```

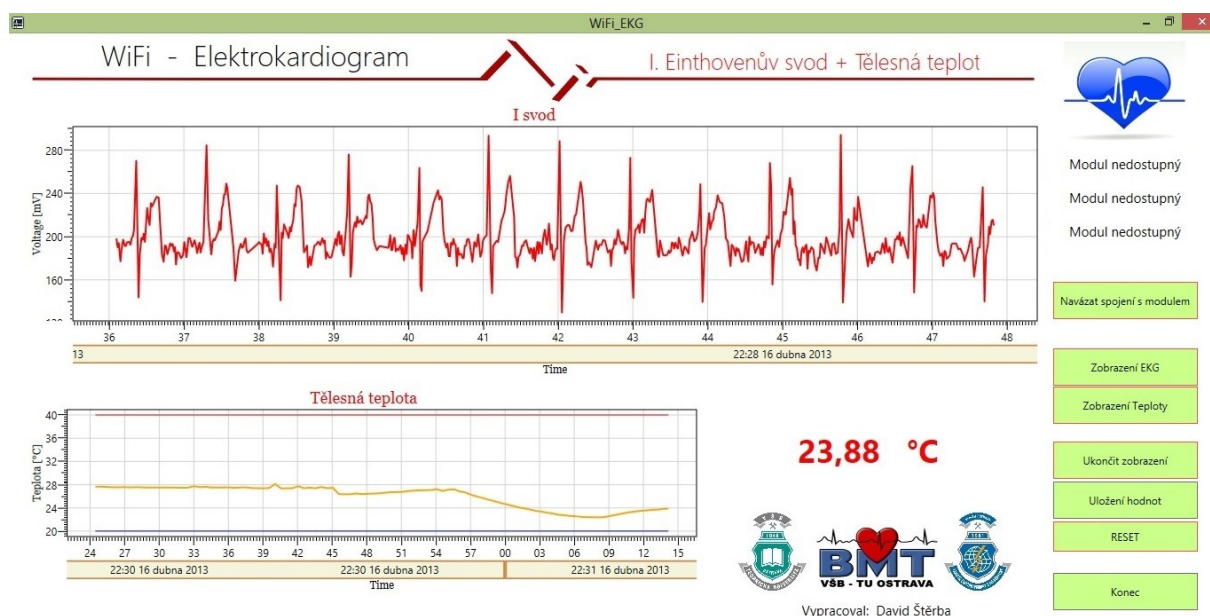
Nastavení času opakování mezi jednotlivými měřeními.

```
CelkoveNapetiBodu_1 = new CelkoveNapetiBodu_1();
Aktualizace_1.Tick += new EventHandler(Aktualizace_1_Tick);
var ds_1 = new EnumerableDataSource<NapetiBodu_1>(CelkoveNapetiBodu_1);
ds_1.SetXMapping(x_1 => dateAxis_1.ConvertToDouble(x_1.Datum_1));
ds_1.SetYMapping(y_1 => y_1.Napeti_1);
plotter_1.AddLineGraph(ds_1, Colors.Red, 2);
plotter_1.LegendVisible = false;
```

Vložení hodnoty z vytvořené třídy do hlavního kódu a následné vykreslení hodnoty v grafu.

4.3. Uživatelské rozhraní

V aplikaci jsou na pravé straně uživatelského rozhraní umístěna ovládací tlačítka pro komunikaci s modulem. Pomocí těchto tlačítek je uživatel schopen spojení navázat, řídit a ukončit. Jakmile je spojení navázáno, stisknutím příslušného tlačítka je spuštěno snímání elektrokardiografu, popřípadě teploty, která je zobrazována v grafu i jako numerická hodnota. Nad tlačítky jsou umístěny barevné indikátory označující navázání spojení, funkčnost přenosu a celkový stav programu. Další tlačítka slouží pro ukončení měření a uložení naměřených dat. Data se ukládají do datového souboru ve formátu MS Excel.



Obrázek 36: Uživatelské rozhraní

4.3.1. Ukázka uložených dat

Data jsou ukládána do datového souboru s příponou xls. Po stisknutí tlačítka pro uložení je uživateli umožněna volba adresáře pro umístění souboru. Hodnoty jsou v souboru uloženy a odděleny středníkem. Díky funkci aplikace MS Excel pro rozdělení dat je možné data rozdělit do jednotlivých sloupců a dále s nimi nezávisle pracovat.

	A	B	C	D
1	Pocet vzorku	I svod	Teplota	
2	1	237,264	22,03	
3	2	235,958	23,2	
4	3	237,13	23,9	
5	4	236,63	24,04	
6	5	237,081	24,45	
7	6	237,057	24,5	
8	7	237,191	24,51	
9	8	237,118	24,5	
10	9	237,179	24,55	
11	10	236,507	24,53	

Obrázek 37: Ukázka podoby uložených dat

5. Testy

V závěru bakalářské práce byly provedeny testy všech měřených vstupů. Testy měly ověřit správnou funkčnost biozesilovače s AD převodníkem a v neposlední řadě ověřit věrohodnost zobrazení měřených signálů. Byly ověřovány všechny parametry, jako je amplituda, frekvence a časové rozsahy.

Test snímání biozesilovače a následné zobrazení jeho měřených hodnot v aplikaci bylo provedeno pomocí osciloskopu. Byly naměřeny různé průběhy z generátoru signálu a zobrazeny ve vytvořené aplikaci a zároveň na osciloskopu. Tyto signály byly uloženy jako snímky, ale také jako data do souboru. Z uložených hodnot byla následně provedena analýza a porovnání jednotlivých parametrů s hodnotami naměřenými osciloskopem.

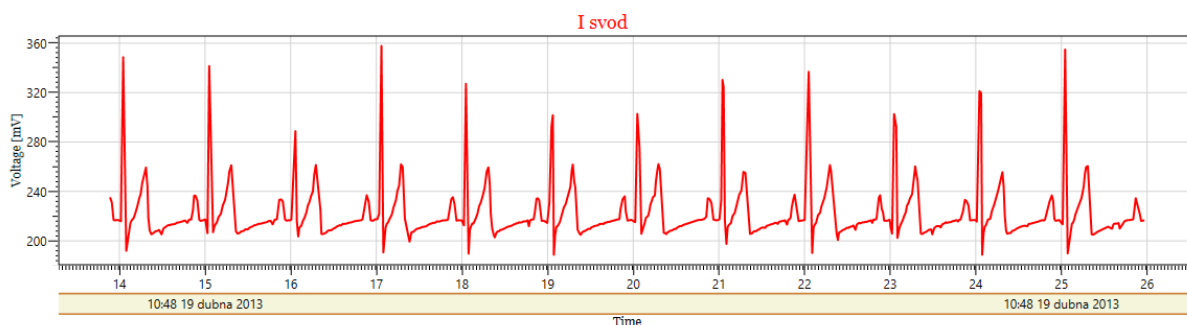
Test kalibrace teploty byl proveden pomocí přesného teplotního měřidla. Test byl proveden při pokojové teplotě v laboratoři. Teplota na přesném měřidle byla ustálena na konstantní hodnotě a kalibrovaná teplota se přizpůsobila hodnotě přesného měřidla programově.

Byl proveden také test energetické spotřeby celého zařízení. Spotřeba byla ověřena taktéž výpočtem. Test probíhal se zcela novou baterií v přístroji, na generátoru signálu, kdy přístroj nepřetržitě odesílal data do úplného vyčerpání baterie. Následně se provedl kontrolní výpočet pracovní doby přístroje pomocí známých parametrů z datasheetu modulu a součástek použitých v zařízení.

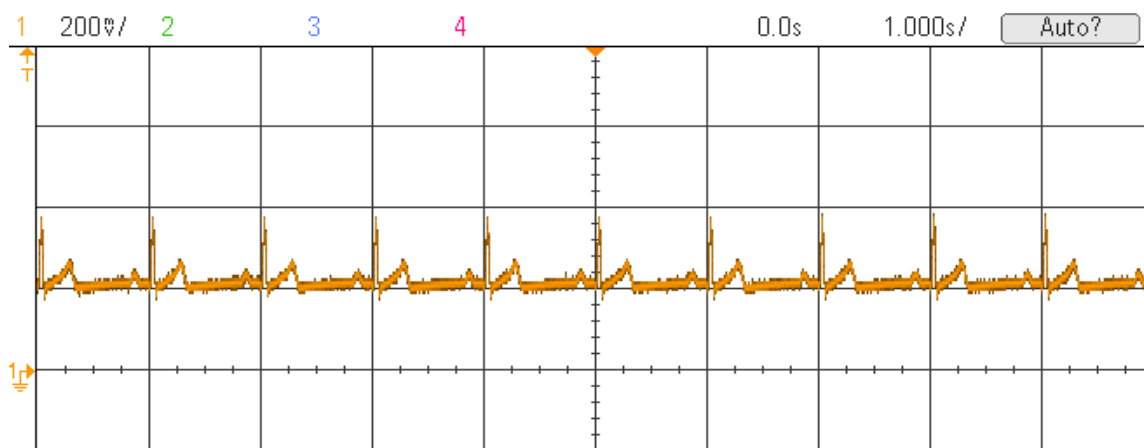
Výsledky jednotlivých testů a poznatky jsou uvedeny v následujících kapitolách.

5.1. Test elektrokardiografu

Závěrečné testování bylo provedeno v laboratoři na testeru FLUKE Impulse 7000dp. Na generátoru byly postupně nastavovány různé srdeční akce. Tyto průběhy byly následně měřeny a zobrazeny pomocí vytvořené aplikace této bakalářské práce. Pro kontrolu a věrohodnost měření byly tyto průběhy zobrazovány také na osciloskopu. Všechny snímky jsou uvedeny v příloze.



Obrázek 38: Normální průběh EKG z generátoru FLUKE měřeny v aplikaci



Obrázek 39: Normální průběh EKG z generátoru FLUKE měřeny osciloskopem

Křivka EKG byla generována s parametry: Amplituda 1mV
 Frekvence 60 bpm

Na obrázku z aplikace je viditelných 12 kmitů za 12 sekund. To znamená, že za 1 minutu by bylo zobrazeno 60 kmitů. Zobrazení křivky v aplikaci tedy zcela odpovídá nastaveným parametrům. Pro kontrolu je přiložen obrázek průběhu EKG, zobrazeném na osciloskopu, kde je křivka totožná.

Z výše uvedených průběhů a komentářů je zřejmé, že průběh EKG je zobrazován s vysokou přesností. Amplituda kmitu R nepatrně kolísá, není to ovšem žádná zásadní chyba. Při posuzování správné činnosti srdce se hlavně bere v potaz srdeční frekvence a tvar křivky. Pokud by srdce nepracovalo správně, objevilo by se to i v jiných parametrech křivky, než jen v amplitudě.

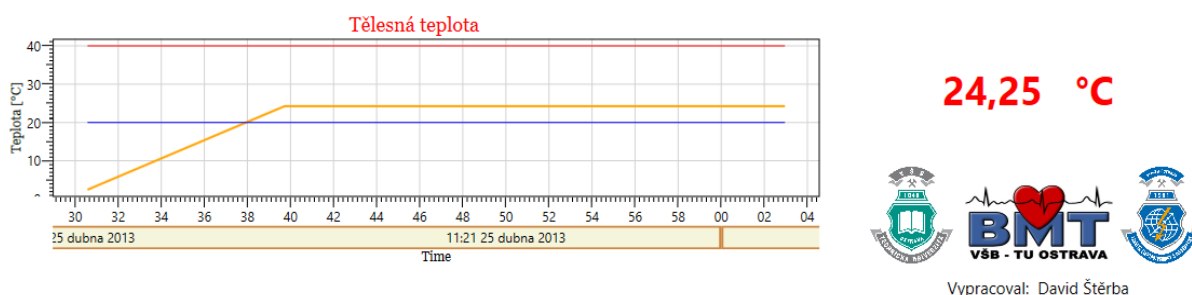
5.2. Test měření teploty

Teplota byla kalibrována na základě přesného měřidla Omega HH 176 s přesností $\pm 0,05\%$. Protože se teplota lidského těla nemění příliš rychle, bylo měření teploty nastaveno s časovou periodou 2s. V aplikaci byl pro správné a přesné měření vytvořen klouzavý průběh teploty. Tato volba velice zlepšila a upřesnila měření teploty, kdy se číselná hodnota patřičně ustálila.

Díky velké rozlišovací schopnosti AD převodníku modulu je zajištěn kvalitní převod analogového vstupu, a proto nenastává degradace napětí z napěťového děliče. Samotné napájení napěťového děliče na přesnost také nemá vliv, protože napětí je řádně stabilizované. Velká nepřesnost měření vzniká díky použitým odporům v napěťovém děliči, protože byly použity “běžné” odpory. Ovšem i přes tento nedostatek je měření teploty dostatečně přesné a to na setinu $^{\circ}\text{C}$.

Testování měření bylo prováděno v laboratoři při okolní teplotě. Přesný teploměr byl ustálen na hodnotě $24,25^{\circ}\text{C}$. Hodnota teploty v programu byla zobrazena v rozmezí $24,24^{\circ}\text{C}$ - $24,26^{\circ}\text{C}$.

Z toho vyplývá, že po kalibraci teploměru v laboratorním prostředí je přesnost určení teploty s odchylkou $\pm 0,02^{\circ}\text{C}$. Přesnost měření teploty aplikace je dle výpočtu $0,05\%$.



Obrázek 40: Ukázka měření teploty

Vzhledem ke změně teploty lidského těla a jejího posuzování ze zdravotního hlediska je hodnota a přesnost vyhodnocována vyvinutým modulem více než dostatečně.

V průběhu práce byl ovšem zjištěn nedostatek na modulu WiFly. Tato chyba ovlivňovala navzájem oba signály při jejich současném měření. Chyba vznikala již v AD převodníku modulu, proto se nedala nijak opravit nebo obejít. Byla provedena důkladná analýza problému a výsledky byly ověřeny, proměřením AD převodníku na osciloskopu. Z toho důvodu je nutné měřit každý vstup odděleně (EKG nebo teplotu). Pak je zajištěno přesné měření bez sebemenší odchylky. Ve vyvinuté aplikaci byly definovány patřičné podmínky, které uživateli zajistí správné a bezchybné měření vstupních signálů.

5.3. Test proudové spotřeby vyvinutého zařízení

Modul byl testován v laboratorních podmínkách. Test probíhal tak, že byl modul nepřetržitě v zapnutém stavu a odesílal simulovaná data z generátoru FLUKE. Modul byl připojen k PC, na kterém byl zobrazován přijímaný průběh. Po uplynutí 2 hodin byly vykazovány drobné odchylky a výpadky hodnot v signálu, které byly viditelné v grafu. Po delší době začal být zobrazovaný průběh velice nekvalitní. Stav byl zapříčiněn menším napětím než 5 V na součástkách, tvořící biozesilovač. Po uplynutí 3 hodin byl program úplně zastaven, došlo ke ztrátě přenosového signálu, kdy se modul vypnul z důvodu nízkého napájecího napětí. Zobrazovaný průběh neodpovídal svým tvarem ani parametry vstupnímu signálu.

Ve vyvinutém přístroji nespotřebovává energii pouze modul, ale také biozesilovač, napěťový dělič a stabilizátory. IO biozesilovače díky napětí 5 V spotřebovávají velmi malé proudy řádově nA, μ A. Napěťový dělič spotřebovává dle vzorce také řádově μ A. Největším spotřebičem elektrické energie, ihned po modulu, jsou stabilizátory, které stabilizují 9 V na 3.3 V a 5 V. Zde vznikají velké ztráty při převodu a část energie se mění také na teplo. Proudová spotřeba stabilizátoru ovšem není tak velká jako spotřeba modulu. Proto se dají tyto součásti při výpočtu částečně zanedbat, zkrátí efektivní pracovní dobu přístroje maximálně o půl hodiny.

Energetická náročnost modulu je pro jednotlivé operace uvedena v datasheetu. Z hodnot se dá následně vypočítat přesná doba, po kterou by měl být samotný modul schopen pracovat. Spotřeba modulu při odesílání informací je dle datasheetu 180 mAhod. Baterie použita pro napájení má napětí 9 V a kapacitu 500 mAhod, záleží na typu baterie. Z těchto údajů vyplývá, že je přístroj schopen měřit a odesílat data 2 hodiny a 48 minut nepřetržitě, bez sebemenší degradace měřeného signálu. Po uplynutí této doby je modul schopen stále měřit, ovšem výrazně to ovlivní snímání a odesílaný signál.

V modulu je naprogramován režim snížení spotřeby při nečinnosti, ten se ale neuplatní při nepřetržitém snímání a odesílání dat. Modul disponuje programovým nastavením dosahu. Vzhledem k tomu, že není upřesněno prostředí, ve kterém bude modul použit, je nastavena střední přenosová vzdálenost. Při nastavení minimálního dosahu zařízení (odběr 120 mAhod), je možné měřicí dobu prodloužit až na 4 hodiny a 10 minut. Pokud by byl ovšem nastaven maximální dosah (odběr 240 mAhod), byla by výdrž přístroje pouze 2 hodiny 5 minut.

Tabulka 3: Spotřeby jednotlivých součástek v zapojení

Počet	Typ	Proudová spotřeba
1x	IO INA 126	23 nA
4x	IO OPA2336	4 x 20 μ A
1x	Stabilizátor LE33	23 μ A
1x	Stabilizátor 78L05	40 mA
1x	Zapojení Měření Teploty	5 mA
1x	Modul RN-171-XV (vysílání)	180 mA
	Celkem	225,103 mA

Celková výdrž zařízení, vzhledem k napájení 9 V baterii o kapacitě 500 mAhod a nastavení středního dosahu, je stanovena na 2 hodiny 14 minut čistého času.

6. Závěr

Ve své bakalářské práci jsem realizoval měření biologických signálů s následným bezdrátovým přenosem do osobního počítače. Jedním z měřených biologických signálů je elektrická aktivita srdce neboli EKG. Ta je měřena pomocí biozesilovače, jehož parametry jsem upravil tak, aby vyhovovaly mé aplikaci. Dalším měřeným biologickým signálem je tělesná teplota. Ta je snímána pomocí speciálního, přesného NTC termistoru zapojeného v napěťovém děliči. Všechny tyto signály jsou přenášeny do osobního počítače pomocí bezdrátového modulu, kde jsou zobrazeny v reálném čase ve vytvořené aplikaci. Software jsem vytvořil tak, aby práce s ním byla jednoduchá, rychlá a srozumitelná pro uživatele bez lékařských zkušeností.

Pro přenos dat musela být použita síť Ad-Hoc místo klasického připojení k síti pomocí AP. Z testů přenosové rychlosti, které jsem učinil, vyplynulo, že komunikace přes AP by nezajistila dostatečnou rychlost přenosu informací. Přenosová rychlost přes AP bod byla okolo 100 ms. Avšak při použití sítě Ad-Hoc je přenosová rychlost okolo 2 ms. Což je při snímání průběhu EKG velice důležité. U měřené teploty se rychlost snímání a následného přenosu až tak neuplatní, protože ke snímání teploty dochází v časové periodě dvou sekund. Zobrazení teploty prostřednictvím klouzavého průběhu hodnot se ukázalo jako vhodné řešení, které výsledný údaj teploty ustálilo na konkrétní hodnotě, a zároveň rychlá změna teploty zůstala zachována.

Všechny pozitivní vlastnosti bezdrátové technologie WiFi jsou ovšem degradovány velkým nárokem na kapacitu napájecího zdroje. Bezdrátové moduly mají spotřebu závislou na dosahu signálu a z toho důvodu je spotřeba energie řádově stovky miliampér hodin. To je velice nepříjemné u aplikací kde je potřeba dosáhnout co nejmenších rozměrů. Kapacita napájecích baterií je i v dnešní době stále závislá na jejich velikosti. Proto WiFi technologie není příliš vhodná pro malé osobní přístroje, u kterých chceme zajistit malou spotřebu elektrické energie.

Nedostatek v AD převodníku modulu při snímání obou vstupních analogových signálů je zmírněn tím, že přepínání mezi jednotlivými měřeními je velice rychlé a měřený signál je ustálen na přesných hodnotách ihned v začátcích měření.

Díky kontrolním testům celého zařízení, provedených na různých vstupních průbězích z generátoru signálu, je potvrzena správná funkčnost vytvořeného přístroje. Z testů vyplývá, že vyvinutý software zobrazuje vstupní signály s vysokou přesností a velkou věrohodností.

Výsledkem mé bakalářské práce je hotový přístroj ihned připravený k měření. Dále počítačový software automaticky se připojuje na zapnutý přístroj a následně zobrazující průběh EKG a tělesnou teplotu. Provozní doba efektivního měření mého přístroje, napájeného alkalickou baterií s napětí 9 V, je okolo 2 hodin. To je vyváжено malými rozměry celého zařízení, čímž je zajištěna mobilita a pohodlí pacienta podstupujícího vyšetření.

7. Literatura

- [1] PENHAKER, M. – IMRAMOVSKY, M., – TIEFENBACH, P., – KOBZA, F., *Lékařské diagnostické přístroje, učební texty*. První vydání. Ostrava, 2004. ISBN 80-248-0751-3.
- [2] Mechanické a elektrické projevy kardiovaskulárního systému. *Praktická cvičení z lékařské biofyziky* [online]. 2013 [cit. 2013-02-02]. Obrázek ve formátu JPEG. Dostupné z: http://www.eamos.cz/amos/kbf/modules/low/kurz_text.php?identifik=kbf_1526_t&id_kurz=&id_kap=1&id_teach=&kod_kurzu=kbf_1526&id_kap=1&id_set_test=&search=&kat=&starpos=5#22
- [3] EKG-Učebnice. *EKG-Učebnice* [online]. 2011 [cit. 2013-03-7]. Dostupné z: <http://www.ucebnice-ekg.cz/>
- [4] Elektrody EKG končetinové AgCl klipsové. *Compek* [online]. 2013 [cit. 2013-02-02]. Obrázek ve formátu JPEG. Dostupné z: <http://www.compek.cz/produkty/prislusenstvi-flashlight-usb-bt12/elektrody-ekg-koncetynove-agcl-klipsove.htm>
- [5] Elektrody EKG. *Compek* [online]. 2013 [cit. 2013-02-02]. Obrázek ve formátu JPEG. Dostupné z: <http://www.compek.cz/produkty>
- [6] AUGUSTYNEK, M. – ADAMEC, O., – PENHAKER, M., *Přístrojová zdravotnická technika I.* První vydání. Ostrava, 2010. ISBN 978-80-248-2364-5.
- [7] Rozbitý rtuťový teploměr. *Readers Digest* [online]. 2012 [cit. 2013-02-02]. Obrázek ve formátu JPEG. Dostupné z: <http://www.readersdigest.cz/magazin/spolecnost/rozbity-rtutovy-teplomer>
- [8] Bezdotykový teploměr. *BeBeconfort* [online]. 2013 [cit. 2013-02-02]. Obrázek ve formátu JPEG. Dostupné z: <http://www.bebeconfort.cz/bezdotykovy-teplomer>
- [9] 10K3A1AM Series VI Thermistor. [datasheet]. 2013 [cit. 2013-04-02]. Obrázek ve formátu JPEG.
- [10] Bezdrátová technologie Wi-Fi zbavená roušky tajemství. In: *PCtuning* [online]. 2005 [cit. 2013-04-27]. Dostupné z: http://pctuning.tyden.cz/index.php?option=com_content&task=view&id=4444&Itemid=48
- [11] Slovník počítačové informatiky a sítí: *Wireless Ethernet Compatibility Alliance*. In: *Svetsiti* [online]. 2012 [cit. 2013-02-22]. Dostupné z: <http://www.svetsiti.cz/slovník.asp?hid=Wireless-Ethernet-Compatibility-Alliance>
- [12] *Bezdrátové lokální síť WLAN podle IEEE II.* In: *Lupa.cz* [online]. 2002 [cit. 2013-04-27]. Dostupné z: <http://www.lupa.cz/clanky/bezdratove-lokalni-site-wlan-podle-ieee-ii/>
- [13] *Manuál + Datasheet K bezdrátovému modulu Ezurio* [online]. 2010 [cit. 2012-12-1]. Obrázek ve formátu JPEG. Dostupné z: <http://www.lairdtech.com/>
- [14] *WizFi210/220 User Manual*. [datasheet]. 2013 [cit. 2013-04-02]. Obrázek ve formátu JPEG.
- [15] *Manuál + Datasheet K bezdrátovému modulu WiFly RN-171-XV* [online]. 2012 [cit. 2013-01-12]. Obrázek ve formátu JPEG. Dostupné z: <http://www.rovingnetworks.com/>
- [16] Real-time Line charts with WPF and Dynamic Data Display. In: *Mesta Automation* [online]. 2012 [cit. 2013-04-27]. Dostupné z: <http://www.mesta-automation.com/real-time-line-charts-with-wpf-and-dynamic-data-display/>

8. Přílohy

Příloha 1: Schéma celého zapojení (CD)

Příloha 2: Podklady pro výrobu DPS (CD)

Příloha 3: Snímky testů funkčnosti elektrokardiografu (CD)

Příloha 4: Programový kód vyvinuté aplikace (CD)

Příloha 5: Vyvinutá aplikace pro práci s modulem (CD/ Software)